

CN1102036A

Title: Pulse wave analyzer, and diagnosis apparatus using the same			
Application Number:	94190046	Application Date:	1994.01.07
Publication Number:	1102036	Publication Date:	1995.04.26
Approval Pub. Date:		Granted Pub. Date:	2003.11.12
International Classification:	A61B5/0245		
Applicant(s) Name:	Seiko Epson Corporation		
Address:			
Inventor(s) Name:	Kazuhiko Amano, Hiroshi Kasahara		
Attorney & Agent:	FU KANG YE KAIDONG		



[12] 发明专利申请公开说明书

[21]申请号 94190046.0

[51]Int.Cl⁵

A61B 5/0245

[43]公开日 1995年4月26日

[22]申请日 94.1.7

[30]优先权

[32]93.1.7 [33]JP[31]1431/93

[32]93.3.11 [33]JP[31]51072/93

[32]93.3.8 [33]JP[31]46826/93

[32]93.8.9 [33]JP[31]197569/93

[32]93.11.19[33]JP[31]291052/93

[32]93.11.30[33]JP[31]300549/93

[86]国际申请 PCT/JP94/00011 94.1.7

[87]国际公布 WO94/15526 日 94.7.21

[85]进入国家阶段日期 94.10.6

[71]申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

[72]发明人 天野和彦 笠原宏 石山仁

归玉和夫

[74]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 傅康 叶恺东

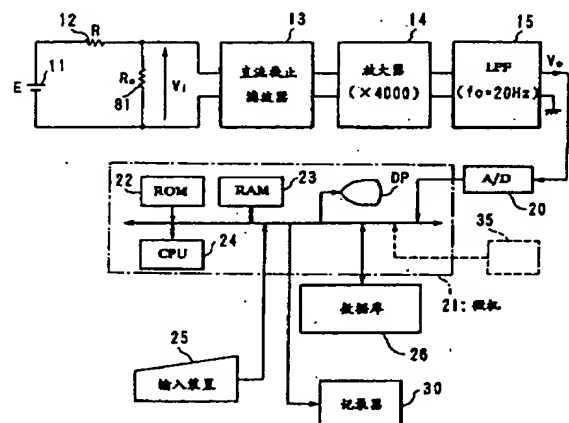
说明书页数:

附图页数:

[54]发明名称 脉波分析装置和使用该装置的诊断装置

[57]摘要

本发明涉及分析动脉脉波的诊断装置,包括数据库和微机,数据库用于存储表示活体的脉波的数据与上述活体的状态的教学数据之间的关系的数据库;微机根据从活体得到的脉波和上述数据库内的数据,输出上述教学数据中与从上述活体得到的脉波对应的数据。



1. 诊断装置, 其特征在于: 具有数据库和诊断装置, 数据库用于存储表示活体的脉波的数据与上述活体的状态的教学数据之间的关系的数据; 诊断装置根据从活体得到的脉波和上述数据库内的数据, 输出上述教学数据中与从上述活体得到的脉波对应的数据。

2. 按权利要求 1 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有教学数据输入装置和学习装置, 教学数据输入装置用于在学习模式中输入与从上述活体得到的脉波对应的教学数据; 学习装置用于在上述学习模式中将描述表示从上述活体得到的脉波的数据与上述教学数据之间的关系的数据存储到上述数据库内。

3. 按权利要求 1 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有从活体检测脉波的脉波检测器。

4. 按权利要求 1 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述教学数据表示与上述活体的状态对应的治疗方法。

5. 按权利要求 1 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述数据库对各个教学数据, 存储描述表示多种脉波的数据与该教学数据之间的关系的数据;

上述诊断装置根据从活体得到的多种脉波与上述数据库内的数据, 输出上述教学数据中与从上述活体得到的多种脉波对应的数据。

6. 按权利要求 1 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述的活体是人体。

7. 脉波分析装置, 其特征在于: 具有脉波输入装置和分析装置,

脉波输入装置用于输入表示活体的桡骨动脉波的信息；分析装置是用于计算模拟从活体的动脉系统的中枢部到末梢部的系统的电路的各元件值的装置，当输入与大动脉起始部的压力波对应的电信号时计算该电路的各元件的数值，以使从该电路得到的输出信号波形成与上述桡骨动脉波对应的波形，并将该计算结果作为循环参量而输出。

8. 按权利要求 7 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述脉波输入装置是非侵扰性地检测活体的脉波的脉波检测器。

9. 按权利要求 7 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述脉波输入装置是从存储装置中读取表示上述桡骨动脉波的信息的读取装置。

10. 按权利要求 7 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述活体是人体。

11. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置，其特征在于：具有存储由上述分析装置计算的上述电路各元件的计算结果，上述脉波检测器反复检测上述桡骨动脉波，同时，上述分析装置根据上述脉波检测器检测的桡骨动脉波反复计算上述电路的各元件的值。

12. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述分析装置中作为模拟从上述活体的动脉中枢部到末梢部的系统的电路具有与上述动脉系统中枢部的血液粘滞性引起的血管阻力对应的第 1 电阻、与上述动脉系统中枢部的血液的惯性对应的电感、与上述动脉系统中枢部的血管的粘弹性对应的电容和与上述末梢部的血管阻力对应的第 2 电阻，并设定在一对输入端子间由上述第 1 电阻和电感构成的串联电路与由上述电容和第 2 电阻构成的并联电路顺序串联

连接的集中常数电路;

当输入与大动脉起始部的压力波对应的电信号时, 计算该电路的各元件的值, 以使从该电路得到的输出信号波形成为与上述桡骨动脉波对应的波形。

13. 按权利要求 12 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 具有检测上述活体的 1 次搏动挤出量的 1 次搏动挤出量检测器;

上述分析装置根据上述 1 次搏动挤出量计算上述电感的数值, 并根据该电感的数值、上述桡骨动脉波形的角频率和衰减率计算上述第 1 电阻、电感、电容和第 2 电阻的值。

14. 按权利要求 12 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 具有检测上述活体的血流量的血流量检测器;

上述分析装置根据上述血流量检测器检测的血流量计算上述电感的值, 然后根据该电感的值、上述桡骨动脉波形的角频率和衰减率计算上述第 1 电阻、电感、电容和第 2 电阻的值。

15. 按权利要求 12 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 作为与上述大动脉起始部的压力波对应的电信号, 使用的是具有与脉波的 1 个搏动的长度对应的周期 t_p 的周期波形 $e(t)$, 通过使用满足 $t_{p1} < t_p$ 的 t_{p1} 、与最低血压对应的电压值 E , 和与最高血压同最低血压差对应的电压值 E_m , 该周期波形 $e(t)$ 可以表为:

在 $0 \leq t \leq t_{p1}$ 期间:

$$e(t) = E_0 + E_m [1 - (t/t_{p1})]$$

在 $t_{p1} \leq t < t_p$ 期间:

$$e(t) = E_0$$

16. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述脉波检测器从活体上不同的位置检测多个脉波, 上述分析装置在输入与大动脉起始部的压力波对应的电信号时, 计算上述电路的各元件的值, 以使从该电路得到的输出信号波形成为与上述多个脉波对应的波形。

17. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述脉波检测器由脉波传感器构成, 该脉波传感器具有套在诊断者的手指上的薄膜部件和固定在上述薄膜部件上的薄片状的压力检测器。

18. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述脉波检测器具有由套在诊断者手指上的薄膜部件和固定在上述薄膜部件上的薄片状的压力检测器构成的脉波传感器、从上述脉波传感器的检测信号中检测直流成分的直流成分检测器、从上述脉波传感器的检测信号中检测交流成分的交流成分检测器、适当存储上述直流成分检测器的检测结果的存储器和输出上述存储器存储的数据与上述直流成分检测器的检测结果之差的减法器。

19. 按权利要求 8 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 将上述分析装置输出的循环动态参量写入存储装置。

20. 脉波分析装置, 其特征在于: 具有检测活体脉波的脉波检测器、根据上述脉波检测器检测的脉波计算畸变的畸变计算装置和根据上述畸变计算装置计算的畸变判断脉波的形态的判断装置。

21. 按权利要求 20 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述活体是人体。

22. 脉波分析装置, 其特征在于: 具有输入表示活体脉波的信息的脉波输入装置、从上述脉波的信息计算该脉波的畸变的畸变计算

装置和根据上述畸变计算装置计算的畸变求关于循环动态的参量的循环动态参量计算装置。

23. 按权利要求 22 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 具有从存储装置读取表示上述脉波的信息的读取装置。

24. 按权利要求 22 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述脉波输入装置是非侵扰性地检测活体脉波的脉波检测器。

25. 按权利要求 22 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 具有将上述循环动态参量写入存储装置的写入装置。

26. 按权利要求 22 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述活体是人体。

27. 脉波分析装置, 其特征在于: 具有检测活体脉波的脉波检测器和输出上述脉波检测器检测的脉波的峰值点的发生时刻或峰值的分析装置。

28. 按权利要求 27 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置具有将上述脉波检测器检测的脉波的波形进行微分的微分装置、检测上述微分装置的输出为零的拐点检测器和计数指定的采样时钟的计数器, 根据上述拐点检测器的输出为零时的上述计数器的计数结果和上述脉波检测器检测的脉波波形的波形值, 将脉波的峰值点的发生时刻或峰值作为波形参量而输出。

29. 按权利要求 27 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置具有显示上述脉波检测器检测的脉波的波形的显示装置和指定上述显示装置所显示的脉波波形的座标的座标指定装置, 并将上述座标指定装置指定的脉波的峰值点的发生时刻或峰值作为波形参量而输出。

30. 按权利要求 27 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述活体是人体。

31. 脉波分析装置, 其特征在于: 具有波形存储装置、再生装置和分析装置;

波形存储装置用于按照指定的写入速度顺序存储活体的脉波的时间序列数据;

再生装置用于将上述时间序列数据分割为与各个 1 次搏动对应的时间序列数据, 并从上述波形存储装置中读取该分割过的各时间序列数据;

分析装置根据上述再生装置读取的与各次搏动对应的时间序列数据, 计算与各次搏动对应的脉波的波形参量。

32. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置用于计算上述时间序列数据的频谱, 并作为上述波形参量而输出。

33. 按权利要求 32 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述再生装置以比上述写入速度高的读取速度多次反复读取上述时间序列数据。

34. 按权利要求 33 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述再生装置将上述对应于 1 次搏动的时间序列数据用与该数据长度成正比的读取速度从上述波形存储装置中读出;

上述分析装置从上述时间序列数据中检测读取上述与 1 次搏动对应的时间序列期间的整数分之一的频率的频谱。

35. 按权利要求 34 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述再生装置与应检测的各频谱的次数对应地顺序切换上述读取速度;

上述分析装置在每次进行该切换时，检测读取上述与 1 次搏动对应的时间序列数据期间的整数分之一的一定频率的频谱。

36. 按权利要求 35 所述的脉波分析装置，其特征在于：具有正弦波发生器，该正弦波发生器输出读取上述与 1 次搏动对应的时间序列数据期间的整数分之一频率的正弦波信号；上述分析装置根据上述正弦波信号检测上述频谱的相位。

37. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述分析装置对模拟从活体的动脉系统的中枢部到末梢部系统的电路计算该电路各元件的数值，以使当将与大动脉起始部的压力波对应的电信号输入该电路时可从该电路得到与由上述再生装置再生的时间序列数据对应的输出波形，并将该计算结果作为上述波形参量而输出。

38. 按权利要求 37 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述电路具有与由上述动脉系统中枢部的血液粘滞性引起的血管阻力对应的第 1 电阻、与上述动脉系统中枢部的血液的惯性对应的电感、与上述动脉系统中枢部的血管的粘弹性对应的电容和与上述末梢部的血管阻力对应的第 2 电阻。是在一对输入端子间由上述第 1 电阻与电感构成的串联电路和上述电容与第 2 电阻构成的并联电路顺序串联连接而成的集中常数电路。

39. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述分析装置具有根据与各搏动对应的时间序列数据计算与各搏动对应的脉波的畸变的畸变计算器和根据该畸变输出循环动态参量的输出装置。

40. 按权利要求 1 所述的脉波分析装置，其特征在于：上述分析装置对于每搏动输出脉波的峰值点的振幅值和相位。

41. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 具有从存储装置读取上述脉波的时间序列数据的读取装置。

42. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置是通过非侵扰性的脉波检测器获得上述脉波的时间序列数据的。

43. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置按指定搏动数为单位计算并输出与上述各搏动对应的波形参量的算术平均值。

44. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置计算并输出与上述各搏动对应的波形参量的移动平均值。

45. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述分析装置具有将输出的信息写入存储装置的写入装置。

46. 按权利要求 31 所述的脉波分析装置, 其特征在于: 上述活体是人体。

47. 诊断装置, 其特征在于: 具有分析装置和诊断装置, 分析装置用于根据表示从活体得到的脉波的信息生成该脉波的波形参量; 诊断装置根据上述波形参量诊断上述活体的状态。

48. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有检测活体脉波的脉波检测器。

49. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有输入自觉症状的自觉症状输入装置, 上述诊断装置根据上述波形参量和上述自觉症状诊断上述活体的状态。

50. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置将从上述活体得到的脉波的频谱作为上述波形参量而输出。

51. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置对模拟从活体的动脉系统中枢部到末梢部的系统的电路计算该电路的各元件值, 以使将与大动脉起始部的压力波对应的电信号输入该电路时可以得到与从上述活体得到的脉波对应的输出波形, 并将该计算结果作为上述波形参量而输出。

52. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述活体是人体。

53. 按权利要求 51 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述电路具有与上述动脉系统中枢部的血液粘滞性引起的血管阻力对应的第 1 电阻、与上述动脉系统中枢部的血液的惯性对应的电感、与上述动脉系统中枢部的血管的粘弹性对应的电容和与上述末梢部的血管阻力对应的第 2 电阻, 是在一对输入端子间由上述第 1 电阻与电感构成的串联电路和由上述电容与第 2 电阻构成的并联电路顺序串联连接而成的集中常数电路。

54. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置将从上述活体得到的脉波的峰值点的发生时刻或峰值作为上述波形参量而输出。

55. 按权利要求 54 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置具有将上述脉波检测器检测的脉波的波形进行微分的微分装置、检测上述微分装置的输出成为零的拐点检测器和计数指定的采样时钟的计数器, 并根据上述拐点检测器的输出成为零时的上述计数器的计数结果和上述脉波检测器检测的脉波波形的波形值, 将脉波的峰值点的发生时刻或峰值作为波形参量而输出。

56. 按权利要求 54 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装

置具有显示上述脉波检测器检测的脉波波形的显示装置和指定上述显示装置显示的脉波波形的座标的座标指定装置，并将上述座标指定装置指定的脉波峰值点的发生时刻或峰值作为波形参量而输出。

57. 按权利要求 54 所述的诊断装置，其特征在于：上述诊断装置诊断上述活体的紧张程度。

58. 按权利要求 57 所述的诊断装置，其特征在于：上述紧张程度是上述活体的生理紧张程度。

59. 按权利要求 57 所述的诊断装置，其特征在于：上述紧张程度是上述活体的心理紧张程度。

60. 按权利要求 54 所述的诊断装置，其特征在于：上述诊断装置诊断上述活体的生理年龄。

61. 按权利要求 54 所述的诊断装置，其特征在于：具有身心疲劳度输入装置，用于输入应该诊断的活体其紧张程度提高时变得显著的各症状相当于何种程度定量化的身心疲劳度，上述诊断装置根据上述波形参量和上述身心疲劳度求紧张程度。

62. 按权利要求 61 所述的诊断装置，其特征在于：上述身心疲劳度输入装置具有对话式输入装置和身心疲劳度计算装置，对话式输入装置用于输出询问紧张程度提高时变得显著的各症状符合到何种程度的信息，并接收其回答；身心疲劳度计算装置根据上述对话式输入装置接收的回答计算上述身心疲劳度。

63. 按权利要求 54 所述的诊断装置，其特征在于：具有从存储装置读取对于应诊断的活体将紧张程度提高时变得显著的各症状符合到何种程度并定量化的身心疲劳度和波形参量的读取装置，上述诊断装置根据该读取信息进行诊断。

64. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置具有根据表示上述脉波的信息计算该脉波的畸变的畸变计算器和根据上述畸变计算器计算的畸变判断脉波的形态的判断装置; 上述诊断装置根据上述脉波的形态诊断上述活体的状态。

65. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置具有根据表示上述脉波的信息计算该脉波的畸变的畸变计算器和根据上述畸变计算器计算的畸变求循环动态参量的循环动态参量计算器;

上述诊断装置根据上述循环动态参量计算器求出的循环动态参量诊断上述活体的状态。

66. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述分析装置具有根据表示上述脉波的信息计算该脉波的畸变的畸变计算器、根据上述畸变计算器计算的畸变判断脉波的形态的判断装置和根据上述畸变计算器计算的畸变求循环动态参量的循环动态参量计算器;

上述诊断装置根据上述脉波的形态和循环动态参量诊断上述活体的状态。

67. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有顺序存储表示上述诊断装置诊断的活体的状态的信息和表示进行该诊断时的信息的存储装置。

68. 按权利要求 67 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述诊断装置输出表示指定的诊断项目的症状程度的信息, 作为表示上述活体的状态的信息。

69. 按权利要求 68 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有输出与

上述症状程度对应的可视信息的输出装置。

70. 按权利要求 69 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述可视信息具有与症状程度对应的颜色。

71. 按权利要求 70 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述诊断装置分别输出表示多个诊断项目的各症状程度的信息, 输出上述可视信息的输出装置根据表示各症状的程度的信息的组合决定上述颜色。

72. 按权利要求 69 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述可视信息具有与上述症状程度对应的密度。

73. 按权利要求 69 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述可视信息是表示上述症状程度的文字信息。

74. 按权利要求 68 所述的诊断装置, 其特征在于: 具有输出与表示上述症状程度的信息对应的可听信息的输出装置。

75. 按权利要求 74 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述可听信息是与上述症状程度对应的音乐。

76. 按权利要求 74 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述可听信息是用于说明上述症状程度的声音信息。

77. 按权利要求 47 所述的诊断装置, 其特征在于: 反复进行由上述分析装置生成波形参量和用上述诊断装置进行的诊断。

78. 诊断装置, 其特征在于: 具有活体信息读取装置和诊断装置, 活体信息读取装置用于从存储装置读取并输出至少包括表示从活体得到的脉波的波形参量的活体信息; 诊断装置根据上述活体信息诊断上述活体的状态。

79. 按权利要求 78 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述活体是

人体。

80. 按权利要求 78 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述存储装置是磁盘。

81. 按权利要求 78 所述的诊断装置, 其特征在于: 上述存储装置是光盘。

脉波分析装置和使用该装置的诊断装置

技术领域

本发明涉及根据从活体检测的脉波的参量及数据等对该人体进行各种诊断的诊断装置和进行该诊断时分析从活体检测的脉波并生成表示脉波的参量及数据等的脉波分析装置。

背景技术

在传统的医学例如中医学中, 诊断者将手指沿桡骨动脉按在被验者手腕的三个位置(寸口、关上、尺中、简称寸、关、尺), 以此进行脉诊的方法(寸口法)是大家所熟知的。另外, 还有人申请了使用压电元件自动地进行寸口法的脉诊的脉诊器的专利(见特公昭 57-52054 号公报)。进而, 为了使压电元件的按压力均匀而利用空气压按压压电元件的技术也是大家所知道的(见特开平 4-9 139 号公报)。

另一方面, 在印度, 自古以来就有大家熟知的称为 Ayurveda 传统医学。下面, 参照图 3 (A)、(B) 说明其简要情况。

首先, 诊断者将自己手指轻轻地按压沿着被验者手腕的桡骨动脉的部分。这里, 诊断位置是图 3 (A) 所示的三点, 分别称为 Vata (V)、Pitta (P) 和 Kapha (K), 与中医学中所说的寸、关、尺相似。即, 诊断者在图 3 (A) 中将食指按在 Vata (V) 的位置, 将中指按在 Pitta (P) 的位置, 将无名指按在 Kapha (K) 的位置, 诊断各种深度的脉搏。

然后, 诊断者如图 3 (B) 所示的那样, 在每 1 个手指的四个点 1~

4 诊断被验者的脉搏的性质及强度, 判断身体状况。因此, 对于三个手指, 诊断者可以根据诊断点总共为 12 个进行诊断。

有人评价说: 这种寸口法及 AYURVEDA 法的脉诊, 是非常卓越的诊断技术。但是, 由于是根据诊断者的感觉和经验来诊断患者的病情的, 所以, 不论掌握上述哪一种诊断技术都是很困难的。特别是为了准确地进行 AYURVEDA 法的脉诊, 必须进行长年的训练。

如上所述, 脉波作为表示活体状态的指标是非常有用的, 隐含着提供优秀的诊断技术的可能性。如果能够从脉波中抽出关于活体状况的信息并据此进行客观而准确的诊断, 那将给医疗技术带来飞跃的进步。

发明的目的

本发明就是鉴于上述情况而作出的, 其目的旨在提供以下装置:

- (1) 和有经验的医师一样根据检测的脉波进行诊断的诊断装置;
- (2) 不仅忠实地反映活体的状态, 同时分析从活体检测的脉波并取得可以对活体的状态进行客观的诊断的参量及数据等的脉波分析装置;

- (3) 根据检测的脉波对活体的状态进行客观的診断的诊断装置。

发明的公开

为了达到上述目的, 本发明的诊断装置由根据从活体得到表示活体状态的脉波的信息生成该脉波的波形参量的分析部分和根据上述波形参量诊断上述活体的状态的诊断部分构成。

更详细地说, 就是本发明的分析部分通过分析从活体检测的脉波, 生成下列波形参量:

- (1) 构成模拟从活体动脉系统的中枢部分到末梢部分的电路的

各元件的数值(循环动态参量);

(2)脉波波形的畸变;

(3)脉波波形的峰值点(拐点)或者它发生的时刻;

(4)脉波的时间序列数据的波谱。

并且,在本发明中可诊断的项目,如后面所述的实施例和权利要求所述的那样,有各种项目。

附图的简单说明

图 1 是本发明第 1 实施例的诊断装置的结构框图;

图 2 是该诊断装置中脉波传感器的主要部分的平面图;

图 3 (A) 是说明 Ayurveda 法的被验者一侧的平面图;

图 3 (B) 是说明 Ayurveda 法的诊断者一侧的平面图;

图 4 (A) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 4 (B) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 4 (C) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 5 (A) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 5 (B) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 5 (C) 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 6 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 7 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 8 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 9 是该实施例的检测脉波例子的曲线;

图 10 是本发明第 2 实施例中计算出的循环动态参量的脉波分析装置的结构框图;

图 11 是表示在第 2 实施例中使用脉波检测装置和 1 次搏动挤

出量测定器的测量状态;

图 12 是表示在第 2 实施例中作为活体动脉系统的模型而使用的电路的电路图;

图 13 是表示活体的大动脉起始部的血压波形图和左心室内的血压波形的图;

图 14 表示模拟上述大动脉起始部的血压波形的电信号的波形的波形图;

图 15 是表示第 2 实施例的动作的流程图;

图 16 是表示第 2 实施例的动作的流程图;

图 17 是表示第 2 实施例的动作的流程图;

图 18 是表示第 2 实施例的动作的流程图;

图 19 是表示第 2 实施例的动作的流程图;

图 20 是表示利用第 2 实施例的均衡化处理得到的桡骨动脉波形的波形图;

图 21 是将利用第 2 实施例的运算处理得到的桡骨动脉波形与利用均衡化处理得到的桡骨动脉波形重叠显示的波形图;

图 22 是表示利用第 2 实施例的均衡化处理得到的桡骨动脉波形的同时又说明适用于该波形的处理内容的图;

图 23 是表示模拟大动脉起始部的血压波形的别的电信号的波形图;

图 24 是第 2 实施例的脉波传感器的斜视图;

图 25 是第 2 实施例的脉波检测装置的框图;

图 26 是表示第二实施例中作为活体动脉系统的模型而使用的电路的扩展状态的电路图;

图 27 是本发明第 3 实施例利用脉波波形的畸变进行诊断的诊断装置的框图;

图 28 是说明第 3 实施例的脉波检测方法的图;

图 29 是该诊断装置其他形式的框图;

图 30 是该诊断装置的另一个形式的框图;

图 31 (A) 是一般的平脉波的典型的波形图;

图 31 (B) 是一般的滑脉波的典型的波形图;

图 31 (C) 是一般的弦脉波的典型的波形图;

图 32 是表示畸变系数 d 与 3 个脉波的关系图;

图 33 是表示中枢部血管阻力 R_c 与畸变系数 d 的关系图;

图 34 是表示末梢部血管阻力 R_p 与畸变系数 d 的关系图;

图 35 是表示血液的惯性 L 与畸变系数 d 的关系图;

图 36 是表示柔度 C 与畸变系数 d 的关系图;

图 37 是表示中枢部血管阻力 R_c 与 3 种脉波的关系图;

图 38 是表示末梢部血管阻力 R_p 与 3 种脉波的关系图;

图 39 是表示血液的惯性 L 与 3 种脉波的关系图;

图 40 是表示动柔度 L 与 3 种脉波的关系图;

图 41 是计算畸变因子 d 的其他例子的结构图;

图 42 是使用于本发明第 4 实施例即紧张评价装置的脉波的例子;

图 43 是在第 4 实施例中使用的身心疲劳度问诊表;

图 44 是第 4 实施例的第 1 种紧张评价装置的结构框图;

图 45 是第 4 实施例的第 2 种紧张评价装置的结构框图;

图 46 是第 2 种紧张评价装置参量抽取器的构成例的框图;

图 47 是表示第 2 种紧张评价装置中峰值信息存储器的存储内容的图;

图 48 是第 2 种紧张评价装置中波形存储器存储的桡骨动脉波形的示例图;

图 49 是说明第 4 实施例的第 3 种紧张评价装置中紧张程度显示的图;

图 50 是本发明第 5 实施例的脉波分析装置的结构框图;

图 51 是第 5 实施例的频率分析器的结构框图;

图 52 是说明从第 5 实施例的波形采样存储器到频率分析器的波形传送时刻的图;

图 53 是第 5 实施例的波形采样存储器内的动作的流程图;

图 54 是说明第 5 实施例的高速再生器的动作的图;

图 55 是说明第 5 实施例的高速再生器的动作的图;

图 56 是说明第 5 实施例的高速再生器和正弦波发生器的动作的图。

实施本发明的最佳方案

下面,参照附图说明用于实施本发明的各种最佳的实施例。这些实施例都是根据从被验者检测的脉波进行诊断和分析的。

为了便于从事本专业的人容易实施本发明,分为第 1 章~第 5 章说明本发明的最佳方案。

即,在第 1 章中,叙述了根据本发明的特征,即脉波进行诊断的专家系统的实施例,以便使从事该职业的人容易理解本发明的基本技术思想。然后,根据脉波对活体(被验者人体)进行诊断,即为了根据脉波的状态判断活体状态以便进行诊断,就需要利用某些参量使

脉波定量化, 或者特别指定根据脉波推断的活体内部的状态。而且, 这种参量必须很好的反映活体的状态。

在第2章和第3章中, 采用循环动态参量作为这种参量, 并对得到循环动态参量的方法举出了实施例, 同时, 介绍了根据循环动态参量等的诊断装置的实施例。

另外, 在第4章中, 说明从由活体检测的脉波中抽取有用的信息并根据该信息进行诊断的装置的实施例。并且, 在第4章中, 设法说明当给定某一诊断项目时, 本发明的诊断装置是如何构成的, 以便从事本专业的人容易理解。即, 第4章不限于说明本发明的实施例, 还为从事该专业的人构筑本发明相关诊断装置的方法, 从事该职业的人通过阅读第4章, 就可以构成与第4章介绍的应力诊断装置以外的各种各样的诊断项目对应的本发明的诊断装置。

最后, 在第5章中, 说明了将上述各章所介绍的各种诊断装置作成更高性能的脉波分析装置。以上所述就是各章的概要。

第1章: 诊断装置

首先, 在第1章说明本发明第1实施例的诊断装置。该诊断装置预先存储表示活体(例如被验者人体)的脉波的数据和表示活体状态的数据的关系的资料, 根据从活体实际检测的脉波的数据与表示活体状态的何种数据对应关系进行诊断。

下面, 在第1章中说明第1实施例。

§1-1: 第1实施例的构成

图2是该实施例使用的脉波传感器的平面图。

在图2中, 81~84是细带状的应变仪, 在橡胶手套5的指部沿长度方向平行地配置。橡胶手套5的厚度约为 $200\mu\text{m}$, 作为将应变

仪 81~84 固定到橡胶手套 5 上的方法, 可以使用一般的仪表用粘接剂。

下面, 说明应变仪 81~84 的详细情况。应变仪 81~84 是薄应变仪, 其参数为

应变系数	2.1
电阻	120 Ω
宽度(D)	2.8mm
长度(L)	9.4mm
厚度	15 μ m

另外, 应变仪 81~84 的总宽度(M) 与将诊断者的手指轻轻按压被试者的手腕时的接触宽度对应, 设定为约 12mm, 所以, 各应变仪间的间隔(s) 约为 0.27mm。

另外, 应变仪 81~84 分别与图 3 (B) 所示的 Ayurveda 法的测定点 1~4 对应。

下面, 参照图 1 说明使用上述应变仪 81~84 的诊断装置的结构。

图中, 应变仪 81 与电阻 12 串联连接, 由电源 11 加上指定的直流电压 E。所以, 在应变仪 81 的两端产生与电阻比对应的电压 V_i 。13 是直流截止滤波器, 去掉电压 V_i 的直流成分后输出。

直流截止滤波器 13 的输出信号通过放大器 14 进行放大, 通过 20Hz 的低通滤波器 15 输出。虽然只表示出了图 2 的应变仪 81 的电路, 但是, 对于其他应变仪 82~84 也分别设置同样的电路。

然后, 低通滤波器 15 的输出电压 V_o 由 A/D 变换器 20 变换为数字信号后, 输给微机 21。微机 21 由 CPU24、ROM22、RAM23 和显示

装置 DP 构成, 另外, 还具有数据库 26 作为外部存储器。在 ROM22 内存储用于规定 CPU 24 的动作的程序, 在 RAM23 内设定工作区等。25 是由键盘等构成的输入装置, 用于向 CPU24 输入各种指令和信息。30 是记录器, 用以将从 CPU 24 输出的波形数据打印到指定的纸上。

§ 1-2: 第 1 实施例的动作

在第 1 实施例中, 作为动作模式, 有学习模式和诊断模式。因此, 对于第 1 实施例的动作, 分为这两个模式进行说明。

§ 1-2-1: 学习模式

学习模式是用于存储表示脉波的参量(波形参量)与表示活体的状态的数据(即诊断结果)的关系的模式。

在上述结构中, 诊断者把橡胶手套 5 带到一只手上, 将食指、中指、无名指分别按到被验者的 Vata (V)、Pitta (P) 和 Kapha (K) 的位置。

在此状态下, 根据被验者的脉动从总计 12 个应变仪分别输出电压 V_i , 这些 V_i 由对应的直流截止滤波器 13 去掉直流成分, 进而分别通过对应的放大器 14、低通滤波器 15 和 A/D 变换器 20 输给微机 21。这样输入的波形在微机 21 中进行分析, 计算出表示其特征的参量。这些参量暂时存储到 RAM23 内。

在本实施例中, 作为参量, 使用构成脉波的各频率成分的振幅, 即, 对各波形进行高速付立叶变换的功率谱分析(高速付立叶变换程序预先存储在 ROM22 或 RAM23 内), 使用各各频率的振幅(功率)作为参量。

在本发明中, 如第 2 章以所述, 在表示脉波的参量中, 有各种各

样的参量,也可以使用这些参量。

其次,诊断者将与计算的参量对应的诊断结果作为教学数据从输入装置 25 输入。这时的诊断结果可以是根据诊断者的触觉得到的,也可以是根据对显示装置显示的波形的观察得到的,或者根据上述两种方法得到的,此外,也可以是完全不同的方法例如根据西医的观点得到的。诊断结果的输入也可以从输入装置 25 输入直接表示病名及症状的术语,另外,还可以输入表示它们的代码。

当诊断者输入了诊断结果时, CPU24 便与 RAM23 内暂时存储的参量组合,存储到数据库 26 内。

下面,对每一种具体的症状举例说明该学习模式。

(1)慢性鼻炎

在本例中,被验者为 28 岁的男性,按照西医的观点被诊断为慢性鼻炎。

从上述被验者测定的脉波由记录器 30 记录的结果示于图 4(A)~(C)。其中,图(A)纵方向的比例尺是图(B),图(C)的比例尺的 2 倍。这是为了测量的需要,防止波形超过量程而定的。所以,由此可知 Vata (V) 点的波形的振幅比其他波形大。另外,由 Vata (V) 点的图 4 (A) 的测量结果可知,第 1 点、第 2 点的脉波的振幅与第 3、第 4 点的振幅相比,非常大。

另一方面,微机 21 对各波形进行高速付立叶变换的功率谱分析,并将其结果作为参量存储到 RAM23 内。

然而,当脉波中出现图 4 所示的特征时,按照 Ayurveda 法脉诊的看法,则认为鼻咽头有毛病。有报告 (Visualization and Quantitative Analysis of the pulse Diagnosis in AYURVEDA :

K. Kodama, H. Kasahara, The proceeding of the 4th world congress holistic approach - health for all in Bangalore, India, 1991) 称: 当发现这种脉波时, 统计地说鼻、喉或者气管系统等患有疾病的概率高。

因此, 诊断者通过目视观察记录器 30 的输出结果及显示装置 DP 的显示屏上显示的波形, 或者根据触觉进行诊断的 AYURVEDA 法的看法或西医的看法, 利用输入装置 25 输入作为诊断结果的“慢性鼻炎”的术语或表示它的代码。

然后, CPU24 将输入的诊断结果与 RAM23 内暂时存储的参量组合后存储到数据库 26 内。

(2) 肝病例子 (I)

在本例中, 被验者为 28 岁的男性, 有肝脏病 (GTO: 42, GPT: 63)。

上述被验者的脉波测量结果示于图 5 (A) ~ (C)。图 (A) ~ (C) 的比例尺相同。由这些图可知, 中指的 Pitta (P) 点的波形的振幅比其他指的振幅大。图 5 (B) 的放大图示于图 6。在图 6 中, 可以看出第 2 点的振幅比其他点的振幅大。

微机 21 和上述情况 (1) 一样, 对各波形进行高速付立叶变换的功率谱分析, 并将其结果存储到 RAM23 内。

然而, 按照 Ayurveda 法的诊断, 对上述症例, 认为肝脏或肠胃有毛病。

因此, 和上述情况一样, 诊断者根据波形及根据触觉进行诊断的 Ayurveda 法的看法或者西医的观点, 利用输入装置 25 输入作为诊断结果的“肝脏病”的术语或表示它的代码。

然后, CPU24 将输入的诊断结果和 RAM23 暂时存储的参量组

合后存储到数据库 26 内。

(3) 肝病例子 (II)

下面, 对别的肝病例子进行诊断。被验者是 24 岁的男性, 有肝病 (GTO: 3 6; GPT: 52)。

对于该被验者, 也是 Pitta (P) 点的波形的振幅比其他手指处的振幅大。该 Pitta (P) 点的脉波测量结果示于图 7。从图中可以知道, 第 2 点的振幅比其他点的振幅大。因此, 在这一肝病例子中, 也得到与上述肝病例子 (I) 相同的结果。

这时, 微机 21 的参量计算和诊断者的诊断结果的输入也和上述情况一样。但是, 由于图 5 与图 7 的波形有若干不同, 所以, 参量和肝病例子 (I) 的情况略有差别。这是因为即使是相同的诊断结果, 所能取的参量也有某种幅度的原因。所以, 通过积累很多临床的例子, 其范围的可靠性就会提高。

(4) 心脏异常例子 (I)

在本例中, 被验者是 26 岁的男性, 心室性期外收缩引起的心律不齐脉搏 1 小时内可以发现数个。

按照上述被验者的脉波测定结果, 中指的 Pitta (P) 点的波形的振幅比其他手指的振幅大。Pitta (P) 点的脉波测量结果示于图 8。由图 8 可知, 第 3 点的振幅比其他点的振幅大。

按照 Ayurveda 法的诊断, 认为上述症例是心脏有异常。所以, 在这个诊断例子中, 也对 CPU24 计算的参量输入根据 Ayurveda 法或西医的观点得出的诊断结果, 并将两者的组合存储到数据库 26 中, 使之学习与脉波对应的症状。

(5) 心脏异常的例子 (II)

为了确认心脏异常例子 (I) 的再现性, 对别的心脏异常例子进行诊断。被验者是 38 岁的男性, 心室性期外收缩引起的心律不齐脉搏 1 小时可以发现数个。

对于该被验者, 也是中指的 Patta (P) 点的波形的振幅比其他手指的振幅大。其 Patta (P) 点的脉波测量结果示于图 9。由图 9 可知, 第 3 点的振幅比其他点的振幅大。

这时, 微机 21 的参量计算和诊断者的诊断结果的输入也和上述一样进行, 两者的组合存储到数据库 26 内。

§ 1-2-2: 诊断模式

下面, 说明诊断模式。本诊断模式就是从被验者检测脉波, 计算出表示该脉波的参量, 从数据库 26 内读取与该参量对应的诊断结果进行诊断的模式。

首先, 诊断者操作输入装置 25, 向 CPU25 指示输入诊断模式。并且, 与学习模式的情况一样, 诊断者将橡胶手套 5 戴到 1 只手上, 将食指、中指、无名指分别按到被验者的 Vata (V)、Pitta (P) 和 Kapha (K) 三点。

结果, 从各个手指的应变仪分别输出电压 V_i , 通过直流截止滤波器 13、放大器 14、低通滤波器 15 和 A/D 变换器 20 输给微机 21。然后, 微机 21 计算表示输入波形特征的参量, 暂时存储到 RAM23 内。并且, CPU24 从数据库 26 内检索与 RAM23 内暂时存储的参量一致的参量或者最接近的参量, 读取与该参量组合的诊断结果, 并在显示装置 DP 上进行显示。这时, 没有一致的参量, 而显示与其最接近的参量对应的诊断结果时, 还一并显示该信息。这种信息预先作为字符信息存储到 ROM22 内, 在适当时刻读出并显示。

经过以处理后, 在显示装置 DP 上, “慢性鼻炎”、“肝病”、“心脏异常”等诊断结果便作为教学数据显示出来。所以, 诊断者根据显示结果便可进行该被验者的诊断。

但是, 在本实施例中, 当在上述学习模式中, 将 Ayurveda 法的经验丰富者根据感觉所作的诊断结果作为教学数据预先输入时, 在诊断模式中, 即使是 Ayurveda 法的初学者, 也可以进行与经验丰富者一样诊断, 这是它的优点。

§ 1-3: 变形例

第 1 实施例不限于上述结构的诊断装置, 例如, 可以是以下各种变形。

变形例(I)

在第 1 实施例中, 作为脉波的参量, 使用的是付立叶分析的频谱, 但是, 也可以采用模拟动脉系统的电模型的各元件值代替。关于这一技术, 将在后面的第 2 章详细说明。

变形例(II)

另外, 作为表示脉波的参量, 既可以是离散的付立叶变换的功率谱, 也可以是利用称为最大熵法的方法求出的功率谱。另外, 还可以使用在后面第 4 章中说明的峰值信息。

变形例(III)

在上述第 1 实施例中, 使用的是桡骨动脉波, 但是, 也可以代之以求脑波或指尖脉波的参量, 另外, 还可以是求指尖脉波的加速度波的参量。总之, 只要是反映人体的状态的波动, 都可以适用于本发明。

变形例(IV)

在 Ayurveda 法等传统医学中, 已经积累了大量的诊断数据。所

以,如果直接利用这些数据使之迅速临床化,有时使测量点的数量与传统医学中的测量点一致也是有好处的。因此,就变仪的数量,只要是多个就行,可以少于4个。例如,大家知道,在西藏的传统医学中,是每1个手指有2个测量点。所以,根据这样的传统医学进行诊断时,也可以使用2个应变仪。

变形例(V)

在图1所示的电路中,是通过直接测量应变仪81两端出现的电压 V_1 来检测脉波的,但是也可以构成以应变仪81为一边的电桥电路,通过检测电桥电路对角出现的电压来检测脉波。即,通过将应变仪81和具有与其相同的电阻温度系数的三个薄膜状电阻固定在橡胶手套5上,构成电桥电路,可以修正由体温等引起的温度漂移,还可以提高灵敏度。

变形例(VI)

在图1所示的电路中,对应变仪81是连续地供给电流,但是,供给应变仪81的电流也可以是断续的。即,按照图1的电路,在电压 V_1 的频率成分中,最终作为脉波被检测的只是小于20Hz的成分,所以,例如利用由40Hz的频率进行采样的结果也可以充分再现脉波。这样,如果使供给应变仪81的电流是断续的,便可降低电力消耗,所以,特别适合应用于便携式机器。

变型例(VII)

在上述第1实施例中,是检索在诊断模式计算出的参量与数据库26内的参量是一致的,但是,也可以代之以例如对数据库26内的各参量预先设定上限和上限的各阈值,如果在诊断模式时计算的参量进入该范围,就作为与数据库26内的参量一致,输出其诊断结果。

另外,对于同一参量,数据库 26 内的数据有新的诊断结果输入时便更新,但是,附近值的参量重新输入时,也可以更新上述阈值。

变形例(VIII)

在上述第 1 实施例中,是在计算出脉波的参量后进行存储及比较的,但是,当存储器的容量增大和比较处理时间的增大不成其为问题时,也可以直接存储波形本身并进行比较。

变形例(IX)

也可以与诊断结果一起或者取代诊断结果显示与被验者的症状对应的治疗方法。在本实施例中,也可以将与被验者的症状对应的治疗方法作为教学数据而输出。

通过在学习模式时与诊断结果一起(或者取代诊断结果)输入治疗方法,这是很容易实施的。

以上,在第 1 章中说明了作为本发明的基本结构的诊断装置。在以下第 2~第 5 章中,与其生成方法一起说明表示脉波的参量。

第 2 章:计算循环动态参量的脉波分析装置

诊断循环器官系统的状态时,最普遍的是测量血压及心搏率。但是,为了进行更详细的诊断,必须测量血管的粘滞性阻力及称为柔度(粘弹性)的循环动态参量。

以往,为了测量这种循环动态参量,必须测量大动脉起始部及切痕部的压力波形和血流量,作为其测量方法,有将探针插入动脉的直接测量的方法和利用超声波等间接测量的方法。

但是,插入探针的方法需要侵入性的大规模的装置,而利用超声波进行间接测量的方法虽然可以非侵入性地观测血管内的血流,但是这一方法需要熟练的人员,并且测量装置也很庞大。

因此, 本发明者鉴于上述问题, 利用电路模拟人体的动脉系统, 发明了非侵入性地计算循环动态参量的脉波分析装置。

更详细地说, 就是该分析装置利用电路(以下, 称为电模型)模拟从活体的动脉系统的中枢部到末梢部的系统, 进而将模拟该动脉系统中枢部的压力波形的电信号输入该电模型时, 计算从该电模型输出的输出信号波形与实际从活体的末梢部检测的压力波形对应的该电路各元件的值, 从而与循环动态参量一一对应地输出。

当然, 计算出的参量可以作为上述第 1 实施例的波形参量使用。

在该脉波分析装置中, 作为实际从活体的末梢部检测的压力波形, 采用桡骨动脉波形, 另外, 作为动脉系统中枢部的压力波形, 采用大动脉起始部的压力波形。

在本实施例中, 前提是“大动脉起始部的压力波形基本上是一定的, 与活体的状态关系不大, 从中枢部到末梢部的动脉系统主要取决于活体的状态”, 对此本发明者从实验上得到了确认。

下面, 在本章内说明本发明第 2 实施例的脉波分析装置。

§ 2-1: 第 2 实施例的构成

图 10 是第 2 实施例的脉波分析装置的结构框图。

该装置可以根据由非侵入性的传感器从活体得到的信息, 评价活体的动脉系统的循环动态参量。在本实施例中所处理的循环动态参量的具体内容, 后面再作介绍。

在图 10 中, 201 是脉波检测装置, 202 是 1 次搏动挤出量测量器。其中, 脉波检测装置 201 如图 11 所示, 通过戴在诊断者手上的(或者戴在被验者的手腕上)脉波传感器 S1 检测桡骨动脉波形, 同时通过套在被验者上臂上的罗口带 S2 检测被验者的血压。并且, 利用

血压校正桡骨动脉波形,最后,将得到的校正过的桡骨动脉波形作为电信号(模拟信号)输出。

脉波检测装置 201 输出的模拟信号输给 A/D 变换器 203,按每个指定的取样周期变换为数字信号。另外,1 次搏动挤出量测量器 202 如图 1 所示的那样与罗口带 S2 连接,通过该罗口带 S2 测量通过 1 次搏动从心脏流出的血液的量即 1 次搏动挤出量,并将该测量结果作为 1 次搏动挤出量数据(数字信号)输出。作为这种 1 次搏动挤出量测量器 202,可以使用利用所谓的收缩期面积法进行测量的装置。

下面,参照图 24 详细说明脉波传感器 S1 的情况。

图中,251 是手术用的橡胶手套,应变仪 252~254 分别粘接在食指、中指和无名指的第一节的指腹部。应变仪 252~254 是很薄的应变仪,应变系数为 170,电阻为 $2K\Omega$,宽度为 0.5mm,长度为 4mm。各应变仪 252~254 固定在 $4mm \times 1mm$ 的柔软性薄膜基片上,与该薄膜基片一起粘接到橡胶手套 251 上。

下面,参照图 25 说明脉波检测装置 201 的结构。

图中,268 是大家熟知的血压计,通过罗口带 S2 测量并输出被验者的血压。261 是恒流源,向应变仪 252 供给恒定电流。这样,在应变仪 252 的两端便产生与其物理的应变对应的电压 V_g 。该电压 V_g 通过直流放大器 262 进行放大,然后输给直流截止电路 263 和均衡化电路 265。从直流放大器 262 输出的电压可以表示为 $(V_g + V_d + \Delta V)$ 。其中, V_g 是诊断者将橡胶手套 251 带到手上时产生的电压;电压 V_d 是诊断者将手指按在被验者的手腕上时由该按压力产生的电压。另外,电压 ΔV 是由被验者的脉压产生的交流电压。

在直流截止电路 263 中, 将电压 V_o 、 V_d 和 ΔV 中的前二个直流成分除去, 输出交流成分的电压 ΔV 即脉波信号。该脉波信号通过截止频率为 20Hz 的低通滤波器 264 滤除噪音后, 通过 A/D 变换器 203 (参见图 10) 输给微机 204。

另一方面, 在均衡化电路 265 中, 检测电压 $(V_o + V_d + \Delta V)$ 的极大值, 将发生 1 个极大值后到发生下一个极大值的时间作为 1 个周期, 将数个周期的电压 $(V_o + V_d + \Delta V)$ 均衡化。以此除去交流成分的电压 ΔV , 输出直流成分的电压 $(V_o + V_d)$ 。另外, 266 是电平存储电路, 当按下开关 266a 时, 存储该时刻均衡化电路 265 的输出电压电平, 以后, 连续地输出所存储的电平的电压。267 是减法器, 从均衡化电路 265 的输出电压中减去电平存储器 266 的输出电压, 并输出减法运算结果。

在图 25 所示的结构中, 当诊断者带上橡胶手套 251 时, 便从直流放大器 262 输出电压 V_o 。在该状态下按下开关 266a 时, 电压 V_o 便存储到电平存储器 266 内。然后, 带着手套 251 将手指尖按到被验者的手腕上时, 就会从均衡化电路 265 输出电压 $(V_o + V_d)$, 通过减法器 267 便可输出与按压力对应的电压 V_d 。另外, 与此同时, 顺序通过直流截止电路 263、低通滤波器 264 输出与脉波对应的电压 ΔV 。进而, 因为脉波传感器 S1 是由很薄的橡皮手套 251 和应变仪 252~254 构成的, 所以, 诊断者可以同时根据自己的触觉进行诊断。上述构成元件 261~267 是与应变仪 252 对应地设置的, 与应变仪 253, 254 对应地也设置同样的构成元件。

图 10 所示的微机 204 根据从键盘 205 输入的指令, 进行以下列

举的各项处理。

(1) 将通过 A/D 变换器 203 得到的桡骨动脉波形的时间序列数字信号读入内部的波形存储器内的脉波读取处理;

(2) 将读入上述波形存储器的寸、关、尺的桡骨动脉波形按每一搏动求平均, 求出与 1 次搏动对应的桡骨动脉波形的均衡化处理;

(3) 读入 1 次搏动挤出量数据的处理;

(4) 求出表示与上述 1 次搏动对应的桡骨动脉波形的数学式, 并根据该数学式计算与被验者的动脉系统对应的电模型的各参量的参量计算处理;

(5) 将通过参量计算处理得到的参量作为循环动态参量通过图中未示出的输出装置(例如打印机、显示装置等)输出的输出处理。

对于这些处理的详细情况将在说明本实施例的动作时详细介绍。

§ 2-1-1: 在本实施例中采用的电模型

(1) 由 4 个元件构成的集中常数电路

本实施例采用图 12 所示的由 4 个元件构成的集中常数电路作为模拟动脉系统的电模型。该电模型在决定活体的循环系统的行为的要素中, 着眼于如下 4 个参量, 即

动脉系统中枢部的血液的惯性;

动脉系统中枢部的血液粘滞性造成的血管阻力(粘滞性阻力);

动脉系统中枢部的血管的柔度(粘弹性);

动脉系统末梢部的血管阻力(粘滞性阻力)。

将这 4 个参量用电路形式进行模拟。

下面, 给出构成该集中常数电路的各元件与上述各参量的对应

关系。

电感 L : 动脉系统中枢部的血液的惯性 ($\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5$)

电容 C : 动脉系统中枢部的血管的柔度 (粘弹性) (cm^5/dyn)

这里, 所谓柔度就是表示血管的柔软程度的量, 即粘弹性。

电阻 R_c : 动脉系统中枢部的血液粘滞性造成的血管阻力 ($\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5$)

电阻 R_p : 动脉系统末梢部的血液粘滞性造成的血管阻力 ($\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5$)

另外, 流过该电模型内各部分的电流 i 、 i_p 、 i_c 相当于流过各对应部分的血流 (cm^3/s)。加在该电模型上的输入电压 $e(t)$ 相当于大动脉起始部的压力 (dyn/cm^2)。并且, 电容 C 的端电压 V_p 相当于桡骨动脉部的压力 (dyn/cm^2)。

(2) 电模型及其响应特性的近似式

下面, 从理论上说明图 12 所示的电模型的响应特征。

首先, 在图 12 所示的电模型中, 下列微分方程成立。即

$$e(t) = R_c i + L \frac{di}{dt} + v_p \quad (1).$$

其中, 电流 i 可以表为

$$\begin{aligned} i &= i_c + i_p \\ &= C \frac{dv_p}{dt} + \frac{v_p}{R_p} \end{aligned} \quad (2)$$

所以, 上述 (1) 式可以表为如下 (3) 式:

$$e(t) = LC \frac{d^2 v_p}{dt^2} + \left(R_c C + \frac{L}{R_p} \right) \frac{dv_p}{dt} + \left(1 + \frac{R_c}{R_p} \right) v_p \quad (3)$$

众所周知, 由上述(3)式表示的2次常系数常微分方程的通解为满足上述(3)式的特解(稳态解)与满足下列微分方程的过渡解之和。

$$0 = LC \frac{d^2 v_p}{dt^2} + \left(R_c C + \frac{L}{R_p} \right) \frac{dv_p}{dt} + \left(1 + \frac{R_c}{R_p} \right) v_p \quad (4)$$

按如下处理, 可以得到微分方程(4)式的解。首先, 假定由下述(5)式表示的衰减振动波形为微分方程(4)式的解。

$$v_p = A e^{st} \quad (5)$$

将(5)式代入(4)式, 则(4)式变为

$$\{ LC s^2 + (R_c C + (L/R_p)) s + (1 + (R_c/R_p)) \} v_p = 0 \quad \dots (6)$$

然后, 解上述(6)式求S, 则得

$$s = \{ - (R_c C + (L/R_p)) \pm ((R_c C + (L/R_p))^2 - 4LC(1 + (R_c/R_p)))^{1/2} \} / 2LC \quad \dots (7)$$

在(7)式中, 当

$$\left(R_c C + \frac{L}{R_p} \right)^2 < 4LC \left(1 + \frac{R_c}{R_p} \right) \quad (8)$$

时, 第2项的括号中成为负值, 这时, S可以表为

$$\begin{aligned} s &= \{ - (R_c C + (L/R_p)) \pm j (4LC(1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2)^{1/2} \} / 2LC \\ &= -\alpha \pm j\omega \quad \dots (9) \end{aligned}$$

其中

$$\begin{aligned}\alpha &= (R_c C + (L/R_p)) / 2LC \\ &= (L + R_p R_c C) / 2LCR_p, \end{aligned} \quad \dots (10)$$

$$\omega = \frac{-\left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right)^2 + 4LC\left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)}{2LC} \quad (11)$$

这里, 若令

$$A_1 = LC \quad (12)$$

$$A_2 = \frac{L + R_c R_p C}{R_p} \quad (13)$$

$$A_3 = \frac{R_c + R_p}{R_p} \quad (14)$$

则上述(10)式和(11)式可以表为

$$\alpha = \frac{A_2}{2A_1} \quad (15)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{A_3}{A_1} - \alpha^2} \quad (16)$$

这样, 确定了 S 值就可以得到满足上述微分方程(4)式的解。根据上述观点, 在本实施例中, 决定使用上述(5)式作为近似电模型的响应波形中所包含的衰减振动成分的公式。

然后, 进行大动脉起始部的压力波形的模拟。通常, 大动脉起始部的压力波形为图 13 所示的波形。因此, 决定用图 14 所示的三角波来近似该压力波形。

在图 14 中, 设近似波形的振幅和时间分别为 E_o 、 E_m 、 t_p 、 t_{pl} , 用下

式表示任意时刻 t 的大动脉压 $e(t)$ 。

在 $0 \leq t \leq t_{p1}$ 区间:

$$e(t) = E_0 + E_m \left(1 - \frac{t}{t_{p1}} \right) \quad (17)$$

在 $t_{p1} \leq t < t_p$ 区间:

$$e(t) = E_0 \quad (18)$$

其中, E_0 为最低血压 (扩张期血压), $E_0 + E_m$ 为最高血压 (收缩期血压), t_p 为 1 次搏动的时间, t_{p1} 为从其压力成为升压点到大动脉血压的最低血压值的时间。

并且, 在本实施例中, 将由上述 (17) 和 (18) 式表示的信号 $e(t)$ 输入图 12 所示的电模型时的响应波形 V_p (与桡骨动脉脉波对应) 近似为

在 $0 \leq t \leq t_{p1}$ 区间:

$$v_p(t) = E_{\min} + B \left(1 - \frac{t}{t_b} \right) + D_{m1} e^{-\alpha t} \sin(\omega t + \theta_1) \quad (19)$$

在 $t_{p1} \leq t < t_p$ 区间:

$$v_p(t) = E_{\min} + D_{m2} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \sin\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \quad (20)$$

上述 (19) 式右边第 3 项和上述 (20) 式右边第 2 项就是已说明过的衰减振动成分 (与上述 (5) 式对应), 这两项中的 α 和 ω 由上述 (15) 式和 (16) 式给出。

(3) 电模型的各元件值与桡骨动脉波形的关系

下面, 讨论上述 (19) 式和 (20) 式的各常数中已确定的 α 和 ω

以外的常数。

首先, 若将上述 (17) 式和 (19) 式代入上述微分方程 (3) 式, 则可得到下述 (21) 式, 即

$$\begin{aligned}
 E_0 + E_m \left(1 - \frac{t}{t_{pl}}\right) = & \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) (E_{min} + B) - \frac{B}{t_b} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) t \\
 & + \left\{ LC(\alpha^2 - \omega^2) D_m - \alpha D_m \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) + D_m \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \right\} e^{-\alpha t} \sin(\omega t + \theta_1) \\
 & + \left\{ \omega D_m \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) - 2LC\alpha\omega D_m \right\} e^{-\alpha t} \cos(\omega t + \theta_1)
 \end{aligned} \tag{21}$$

欲使 (21) 式成立, 必须满足以下条件:

$$\begin{aligned}
 E_0 + E_m &= \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) (E_{min} + B) \\
 &= E_0 + A_3 B - \frac{B}{t_b} A_2
 \end{aligned} \tag{22}$$

$$\begin{aligned}
 \frac{E_m}{t_{pl}} &= \frac{B}{t_b} \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \\
 &= \frac{B}{A_3 t_b}
 \end{aligned} \tag{23}$$

$$LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) + \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) = 0 \tag{24}$$

$$R_c C + \frac{L}{R_p} = 2LC\alpha \tag{25}$$

在上述诸式中, (24) 式和 (25) 式是约束 α 和 ω 的公式, 但是, 由上述 (15) 式和 (16) 式得到的 α 和 ω 当然满足这两个公式。

另一方面, 若将上述 (18) 式和 (20) 式代入上述微分方程 (3) 式, 则可得到下述 (26) 式:

$$\begin{aligned}
E_0 = & \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) E_{\min} \\
& + \left\{ LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{m2} - \alpha D_{m2} \left(R_c C + \frac{L}{R_p} \right) + \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \right\} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \sin\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \\
& + \left\{ \omega D_{m2} \left(R_c C + \frac{L}{R_p} \right) - 2LC\alpha\omega D_{m2} \right\} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \cos\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\}
\end{aligned} \tag{26}$$

欲使(26)式成立,除了必须上述(23)式和(24)式成立外,还必须使下述(27)式成立。

$$\begin{aligned}
E_0 = & \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) E_{\min} \\
= & A_3 E_{\min}
\end{aligned} \tag{27}$$

根据这样得到的使微分方程(3)式成立的条件(22)~(25)式、(27)式,计算(19)式和(20)式中的各常数。

首先,由上述(27)式可得 E_{\min} 为

$$E_{\min} = \frac{E_0}{A_3} \tag{28}$$

由(23)式可得 B 为

$$B = \frac{E_m t_b}{A_3 t_{p1}} \tag{29}$$

然后,将上述(29)式代入上述(22)式求解 t_b , 则得

$$t_b = \frac{A_3 t_{p1} + A_2}{A_3} \tag{30}$$

并且, 其余的常数 D_{1m} 、 D_{2m} 、 θ_1 和 θ_2 可以选择在 $t = 0, t_{p1}, t_p$ 使桡骨动脉波形 V_p 维持连续性的值, 即满足下述条件 (a) ~ (d) 的值。

(a) 使 (19) 式的 $V_p(t_{p1})$ 与 (20) 式的 $V_p(t_{p1})$ 一致;

(b) 使 (20) 式的 $V_p(t_p)$ 与 (19) 式的 $V_p(0)$ 一致;

(c) 使 (19) 式和 (20) 式在 $t = t_{p1}$ 的微分系数一致;

(d) 使 (19) 式在 $t = 0$ 的微分系数和 (20) 式在 $t = t_p$ 的微分系数一致。

即, 选择 D_{1m} 和 θ_1 的值为

$$D_{1m} = \frac{\sqrt{D_{11}^2 + D_{12}^2}}{\omega} \quad (31)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{D_{11}}{D_{12}} \quad (32)$$

但是, 在上述各式中

$$D_{11} = (v_{01} - B - E_{\min})\omega \quad (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B - E_{\min})\alpha + \frac{B}{t_b} + \frac{i_{01}}{C} \quad (34)$$

是 V_{01} 和 i_{01} 在 $t = 0$ 时 V_p 和 i_p 的初始值。

另外, 选择 D_{2m} 和 θ_2 的值为

$$D_{2m} = \frac{\sqrt{D_{21}^2 + D_{22}^2}}{\omega} \quad (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{D_{21}}{D_{22}} \quad (36)$$

但是, 在上述各式中,

$$D_{21} = (v_{02} - E_{\min})\omega \quad (37)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{\min})\alpha + \frac{i_{02}}{C} \quad (38)$$

V_{02} 和 i_{02} 是 $t = t_{p1}$ 时的 V_p 和 i_c 的初始值。这样, 便可得到 (19) 式和 (20) 式的各定数。

通过根据 (16) 式的角频率 ω 反过来进行计算可得中枢部的血管电阻 R_c 为

$$R_c = \frac{L - 2R_p \sqrt{LC(1 - \omega^2 LC)}}{C R_p} \quad (39)$$

这里, R_c 为实数且为正值的条件为

$$\frac{4R_p^2 C}{1 + (2\omega R_p C)^2} \leq L \leq \frac{1}{\omega^2 C} \quad (40)$$

通常, R_p 的数量级为 10^3 (dyn · s/cm⁵), C 为 10^{-4} (dm⁵/dyn), 另外, ω 是与脉波重叠的振动成分的角频率, 所以, 可以认为大于 10 (rad/s)。于是, (40) 式的下限基本上可以视为 $1/\omega^2 C$ 。因此, 为了使 L 简化, 若近似地取

$$L = \frac{1}{\omega^2 C} \quad (41)$$

则 R_c 可以表为

$$R_c = \frac{L}{C R_p} \quad (42)$$

另外, 根据(41)式和(42)式的关系, 可得(15)式的衰减常数 α 为

$$\alpha = \frac{1}{CR_p} \quad (43)$$

如果利用(41)式~(43)式的关系使用 α 、 ω 及四个元件值的任何 1 个例如血液的惯性 L 表示其余元件的值, 则有

$$R_c = \alpha L \quad (44)$$

$$R_p = \frac{\omega^2 L}{\alpha} \quad (45)$$

$$C = \frac{1}{\omega^2 L} \quad (46)$$

显然, 由上式(44)~(46)可知, 通过得到 α 、 ω 和 L , 便可确定电模式的元件值 R_c 、 R_p 和 C 。

这里, α 和 ω 可以根据桡骨动脉波的实测波形得到, L 可以根据 1 次搏动挤出量 SV 进行计算。下面, 说明根据 1 次搏动挤出量 SV 计算 L 的顺序。首先, 根据(47)式可以得到大动脉起始部的压力波的平均值 E_{01} 。即

$$E_{01} = \frac{E_0 t_p + \frac{E_m t_{p1}}{2}}{t_p} \quad (47)$$

另一方面, R_c 、 R_p 、 α 、 ω 和 L 之间, 下述(48)式成立:

$$R_c + R_p = \alpha L + \frac{\omega^2 L}{\alpha} = \frac{(\alpha^2 + \omega^2)L}{\alpha} \quad (48)$$

并且, 由于流过电模型的平均电流即用 $(R_c + R_p)$ 除上述 E_{01} 得到的值与由于搏动而流过动脉的血流的平均值 (SV/t_p) 相当, 所以, 下述(49)式成立:

$$\frac{SV}{t_p} = 1333.22 \cdot \frac{\alpha \left(E_0 t_p + \frac{E_m t_{p1}}{2} \right)}{(\alpha^2 + \omega^2) L t_p} \quad (49)$$

上述 (49) 式中的 1333.22 是将压力值的单位从 mmHg 换算为 dyn/cm² 的比例常数。

通过解这样得到的 (49) 式, 求 L, 则可得到根据 1 次搏动挤出量 SV 求 L 的如下 (50) 式:

$$L = 1333.22 \cdot \frac{\alpha \left(E_0 t_p + \frac{E_m t_{p1}}{2} \right)}{(\alpha^2 + \omega^2) SV} \quad (50).$$

另外, 通过测量血流量, 求与上述 (49) 式中的平均电流 $(1/t_p) [E_0 t_p + (t_{p1} E_m / 2)]$ 相当的值, 根据该结果也可计算出电感 L。作为测量血流量的装置, 熟知的有阻抗法和多普勒法。另外, 利用多普勒法的血流量测量装置有利用超声波的和利用激光的等。

(4) 电模型的发展形

下面, 将图 12 所示的电模型加以发展, 考虑在寸、关、尺各位置处的压力变化, 可以得到图 26 所示的模型。

图中, 大动脉起始部、尺、关、寸位置处的压力分别用电压 $e_0(t)$ 、 $e_1(t)$ 、 $e_2(t)$ 和 $e_3(t)$ 表示, 在各电压检测端之间, 连接着表示血液的惯性的电感 $L_1 \sim L_3$ 、表示血管各部分的柔度的电容 $C_1 \sim C_3$ 和表示血管各部分的阻力的电阻 $R_{c1} \sim R_{c3}$ 。

图 12 中的电阻 R_p 表示比测量对象的动脉系统末梢部更末梢的血管阻力。因此, 在图 26 所示的模型中, 位于各检测端后级的电路的

合成阻抗与图 12 中的电阻 R_p 相当。例如, 在图 26 中, 若将虚线 $A-A'$ 右边部分的合成阻抗近似地取为电阻 R_p , 则图 26 的发展模型就和图 12 的模型一样。

因此, 在图 26 的模型中, 按照和图 12 所示的模型同样的方法, 可以求出各元件的值。即, 开始时, 将虚线 $A-A'$ 右边部分的合成阻抗近似地设为电阻 R_p , 利用上述方法, 根据 $e_0(t)$ 和 $e_1(t)$ 的波形可以求出各参量 R_{c1} 、 L_1 和 C_1 。然后, 根据 $e_1(t)$ 和 $e_2(t)$ 的波形可以求出各参量 R_{c2} 、 L_2 和 C_2 , 根据 $e_2(t)$ 和 $e_3(t)$ 的波形可以求出各参量 R_{c3} 、 L_3 、 R_{p3} 和 C_3 。

在上述说明中, 假定与电压 $e_1(t) \sim e_3(t)$ 相当的各部分的压力波形可以直接检测。但是, 实际上在被验者的血管中发生的压力波形在由应变仪 252~254 (参见图 24) 检测之前, 通过被验者的肌肉、脂肪、皮肤等传播的过程中已发生了变形。

因此, 如果进行更严密的测量, 就必须考虑压力波形的变形。这时, 最好设置图 26 所示的压力波变形电路 270~272。在电路 270 中, 273 是电压跟随电路, 274, 275 是电阻, 276 是电容。其中, 电阻 274, 275 模拟从相当被验者的动脉的“尺”位置的部分到应变仪 254 的压力损失, 电阻 275 和电容 276 模拟频率特征即高频区的衰减。另外, 电压跟随电路 273 是为了减小肌肉、脂肪、皮肤等的状态对动脉本身的影响而设在电阻 274 的前段。

在这一模型中, 电压 $e_1(t)$ 经压力波变形电路 270 变形后, 作为电压 $e'_1(t)$ 被检测。所以, 为了正确地求电压 $e_1(t)$ 的波形, 必须求出压力波变形电路 270 中各元件的常数。这可以通过将具有各种频率

及波形的声波加到被验者的手腕上, 通过检测该声波的损失及变形而很容易地求得。即, 由于压力波变形电路 270 的电路结构与图 12 的模型相同, 所以, 利用同样的方法可以求得各元件的值。压力波变形电路 270 中的各值不是固定的, 随诊断者进行诊断时手指的按压力而变化, 所以, 将声波加到被验者的手腕上时, 最好预先施加各种按压力, 对应地记录按压力与各常数。

以上, 说明了桡骨动脉波和 1 次搏动挤出量与电模型的各元件值的关系。本实施例中的微机 204 (参见图 10) 根据以上说明的关系, 进行电模型的各元件值的计算。

§ 2-2: 第 2 实施例的动作

图 15~图 19 是表示该脉波分析装置的动作的流程图。另外, 图 20 是由均衡化处理得到的桡骨动脉波形的波形图, 图 21 是将通过参量计算处理得到的桡骨动脉波形 W2 与由均衡化处理得到的桡骨动脉波形 W1 进行对比的波形图。下面, 参照这些图说明本实施例的动作。

§ 2-2-1: 通常的计算处理

(1) 脉波读取处理

计算循环动态参量时, 诊断者如图 11 所示的那样将罗口带 S2 给被验者戴上, 将脉波传感器 S1 戴到诊断者的手上, 按下开关 266a (参见图 25), 从键盘 205 输入测量指令。微机 204 根据该指令, 先将测量指令传送给脉波检测装置 201。结果, 由脉波检测装置 201 通过应变仪 252~254 检测桡骨动脉波, 从 A/D 变换器 203 输出表示该桡骨动脉波的时间序列数字信号, 经过一定时间 (约 1 分钟) 后读入微机 204。这样, 多个脉搏的桡骨动脉波形的时间序列数字信号便读

入微机 204。

(2) 均衡化处理

然后, 微机 204 将这样读入的多个脉搏对应的桡骨动脉波形按每 1 脉搏进行重叠组合后, 求 1 分钟当中每 1 脉搏的平均波形, 并将该平均波形作为桡骨动脉波形的典型波形存储到内部存储器内 (以上为步骤 S1)。另外, 与此同时, 通过减法器 267 (参见图 25) 检测的按压力也预先进行均衡化处理。图 20 中示出了这样存储在存储器中的桡骨动脉波形的典型波形 W1。

(3) 1 次搏动挤出量数据读入处理

上述均衡化处理结束后, 微机 204 向 1 次搏动挤出量测量器 202 传送测量指令。结果, 便由 1 次搏动挤出量测量器 202 测量被验者的 1 次搏动挤出量, 并将表示该结果的 1 次搏动挤出量数据读入微机 204 (步骤 S2)。

(4) 参量计算处理

然后, 微机 204 的处理进入步骤 S3, 执行图 16 和图 17 所示流程的参量计算处理程序。另外, 在执行该程序的同时, 对寸、关、尺各部分的每个波形执行图 18 所示流程的 α 、 ω 计算程序 (步骤 S109, S117)。并且, 在执行 α 、 ω 计算程序的同时, 执行图 19 所示流程的 ω 计算程序 (S203)。为了说明简便, 对于这些程序, 假定与图 26 的模型中的电压 $e_1(t) \sim e_3(t)$ 相当的压力波形是由应变仪 252~254 直接得到的。

下面, 说明这些程序的处理内容。

首先, 微机 204 对读入存储器内的 1 个脉搏的桡骨动脉波形求与血压成为最大值的第 1 点 P1 对应的的时间 t_1 及血压值 y_1 、与第 1 点

之后血压一旦下落的第2点P2对应的时间 t_2 及血压值 y_2 和与作为第2个峰值点的第3点P3对应的时间 t_3 及血压值 y_3 。另外,对于读入存储器内的桡骨动脉波形,求1个脉搏的时间 t_p 、最低血压值 E_{\min} (相当于(3)式和(4)式的第1项)(步骤S101)。通过以上的处理,作为参量计算处理所需要的各种数据。可以得到:

第1点: $t_1 = 0.104(S)$ 、 $y_1 = 123.4(mmHg)$

第2点: $t_2 = 0.264(S)$ 、 $y_2 = 93.8(mmHg)$

第3点: $t_3 = 0.38(S)$ 、 $y_3 = 103.1(mmHg)$

1个脉搏的时间: $t_p = 0.784(S)$

最低血压: $E_{\min} = 87.7(mmHg)$

1次搏动挤出量数据: $SV = 103.19(cc/beat)$

当出现难于区别第2点P2与第3点P3的平缓的脉波时,令第2点和第3点的时间为

$$t_2 = 2t_1, t_3 = 3t_1$$

后,决定该点的血压值。

并且,为了计算简便,使用图22所示的A点的血压值 y_0 对 $y_1 \sim y_3$ 进行标准化处理(步骤S102, S103),设定B值的初始值为

$$(y_0/2) - 0.1$$

(步骤S104)。

并且,按照如下顺序求 B 、 t_b 、 α 、 ω 的最佳值。

(a) 首先,使 B 在 $y_0/2 \sim y_0$ 的范围内变化,同时使 t_b 在 $t_p/2 \sim t_p$ 的范围内变化(以+0.1的间隔),对各 B 和 t_b 求使

$$V_p(t_1) - y_1, V_p(t_2) - y_2, V_p(t_3) - y_3$$

成为最小值的 α 、 ω 。

(b) 然后, 对在 (a) 的处理中求出的 B 、 t_b 、 α 、 ω 中求使

$$V_p(t_1) - y_1, V_p(t_2) - y_2, V_p(t_3) - y_3$$

成为最小值的 B 、 t_b 、 α 、 ω 。

(c) 在 (b) 的处理中, 以求出的 B 、 t_b 为基准, 在

$$B \pm 0.05, t_b \pm 0.05$$

的范围内再次进行上述 (a) 和 (b) 的处理。

(d) 进行上述 (a) ~ (c) 的处理时, 使 α 以 0.1 的间隔在 3~10 的范围内变化, 对各 α 计算最佳的 ω 。对各 α 利用二分法求

$$dV_p(t_2)/dt = 0$$

点的 ω (参见图 19)。在上述各项处理中计算 V_p 值时令 (33) 式的初始值 V_{01} 为 0。

通过上述处理可以决定各数据, 以下是计算示例:

$$\alpha = 4.2 (\text{S}^{-1}), \omega = 24.325 (\text{rad/s})$$

$$B = 27.2 (\text{mmHg}), t_b = 0.602 (\text{s})$$

(e) 然后, 根据 (28) ~ (30) 式和 (44) ~ (46) 式计算 t_{p1} 、 E_m 、 E_o (步骤 S123、S124)。可得以下结果:

$$t_{p1} = 0.588 (\text{s})$$

$$E_m = 27.4 (\text{mmHg})$$

$$E_o = 90.3 (\text{mmHg})$$

(f) 最后, 使用 (50) 式, 根据 1 次搏动挤出量计算 L 值 (步骤

S125), 由 (44) ~ (46) 式求其余的参量值 (步骤 S126)。结果, 可以得到以下所示的参量值:

$$L = 7.021 (\text{dyn} \cdot \text{s}^2 / \text{cm}^5)$$

$$C = 2.407 \times 10^{-4} (\text{cm}^5 / \text{dyn})$$

$$R_c = 29.5 (\text{dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5)$$

$$R_p = 989.2 (\text{dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5)$$

另外, 按以下公式计算直流的 (平均的) 总末梢血管阻力 TPR。

即:

$$\text{TPR} = R_c + R_p = 1018.7 (\text{dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5)$$

(5) 输出处理

当以上说明的参量计算处理结束时, 微机 204 便从输出装置输出 L 、 C 、 R_c 、 R_p (步骤 S4), 即, 通过对寸、关、尺各部分的每个波形分别进行上述处理, 可以得到图 26 所示的各参量 $L_1 \sim L_3$ 、 $C_1 \sim C_3$ 、 $R_{c1} \sim R_{c3}$ 和 R_{p3} 。

为了确认, 用计算出的参量计算 (40) 式, 可得

$$6.969 \leq L \leq 7.021$$

可以说 (41) 式的近似是合适的。另外, 如图 21 所示, 可以说使用计算出的参量计算的桡骨动脉波形与实测波形 (1 分钟内的平均波形) 是非常一致的。

§ 2-2-2: 连续计算

本实施例的装置具有定时器 (图中未示出), 通过使用该定时器, 可以长时间连续地测量循环动态参量。进行连续测量时, 诊断者从键盘 205 输入连续测量的指令。结果, 在图 15 的步骤 S4 (输出处理) 结

束之后, 设定定时器, 利用定时器计时一定时间后, 再次从步骤 S1 开始执行, 计算循环动态参量 (步骤 S3), 并记录在记录纸或存储媒体上 (步骤 S4)。这样, 便可每隔一定时间间隔进行循环动态参量的连续计算。

另外, 诊断者也可以在定时器每计时一定时间时适当地改变手指的按压力。即, 在通常的诊断中, 诊断者是适当地改变手指的按压力进行诊断、捕捉各种信息的, 所以, 也可以操作本实施例的装置进行这样的诊断。这样, 便可收集与各按压力对应的数据。

§ 2-3: 变形例

上述第 2 实施例不限于上述结构的脉波分析装置, 例如, 可以是如下各种变形。

变形例(I)

不进行 1 次搏动挤出量 SV 的测量, 而假定 L 为指定的值, 只利用桡骨动脉波形求循环动态参量。为了弥补计算精度的减小, 可以如图 21 所示的那样, 设置显示通过计算得到的桡骨动脉波形与通过测量得到的桡骨动脉波形重叠的监视器, 同时, 诊断者也可以设定 L 值。用这样构成装置时, 诊断者参照试行错误, 可以将 L 设定为最佳值, 从而使实测的桡骨动脉波形与计算的桡骨动脉波形一致。

变形例(II)

作为大动脉起始部的压力波形的模型, 不是三角波, 而使用图 23 所示的梯形波。这时, 与三角波相比, 接近于实际的压力波形, 所以, 可以更准确地求出循环动态参量。

变形例(III)

在上述第 2 实施例中, 是通过使用数学式的运算来求循环动态

参量的。但是,也可以利用电路模拟器等模拟使各循环动态参量在指定范围内变化时的模型的各响应波形,从中选择与实例的桡骨动脉波形最一致的循环动态参量而输出。这时,作为动脉系统的电模型和大动脉起始部的压力波形的模型,可以使用更接近实际的复杂的模型,从而可以进一步提高测量精度。

变形例(IV)

桡骨动脉波形和1次搏动挤出量的测量位置不限于图11所示的位置。例如,也可以将血压传感器装在橡胶手套251上,在手腕处同时测量桡骨动脉波形和1次搏动挤出量。这时,被验者可以不卷起衣袖,从而可以减轻被验者的负担。

同样,1次搏动挤出量测量器也可以设在与进行脉诊的手腕不同的另一个手腕或手及手指上。

变形例(V)

在上述实施例中,为了说明方便,假定与图26所示的电模型的电压 $e_1(t) \sim e_3(t)$ 相当的压力波形是直接从应变仪252~254得到的。但是,当然也可以使用含有压力波变形电路270~272的模型进行诊断。

第3章:利用脉波波形的畸变进行诊断的诊断装置

下面,说明本发明第3实施例的装置。该装置首先求出从活体检测的脉波波形的畸变。

脉波波形的畸变当然与脉波波形的形态有密切的关系。脉波波形的形态与活体的状态有后面所述的关系,所以,通过计算脉波波形的畸变可以诊断活体的状态。

另外,脉波波形的畸变对于在第2章详细介绍的各循环动态参

量也有后面所述的相关关系。所以,通过计算畸变,也可以求出各个循环动态参量,并可据此进行诊断。

下面,在本章中说明脉波波形的畸变与脉波的形态及循环动态参量的关系,然后,说明利用这些关系进行诊断的第3实施例及其变形例。

§3-0: 畸变与脉波的形态及循环动态参量的关系

在具体说明本装置之前,根据发明者得到的结果,参照附图说明脉波波形的畸变与脉波波形的形态及循环动态参量的关系。

在第3实施例中,按如下方法决定畸变系数 d 。设对脉波进行付立叶分析时得到的基波的振幅为 Q_1 ,二次谐波的振幅为 Q_2 ,..., n 次谐波的振幅为 Q_n 。这时,畸变系数 d 为

$$d = \sqrt{(Q_2^2 + Q_3^2 + \cdots + Q_n^2)} / Q_1$$

§3-0-1: 畸变与形态的关系

首先说明脉波波形的形态。作为脉波的形态除了平脉、滑脉、弦脉外,还有很多形态。图31示出了其中典型的平脉、滑脉、弦脉的形态。

平脉是“普通人”即正常的健康人的脉波波形的形态,波形例子示于图31(A)。该波形例是34岁男性的脉波。平脉的特征是舒展而缓和的,节律一定,紊乱很少。

滑脉是血流状态异常而引起的,由于咯痰、食滞、实热等病引起脉搏的往来非常流利、圆滑。滑脉的典型波形示于图31(B)。该波形例是28岁男性的脉波。滑脉波形的特征是急剧地上升后立刻下降,缺口很深,同时其后的第2个峰比通常高很多。

弦脉是由于血管壁的拉伸度上升而造成的,有肝胆病、各种疼

痛、咯痰等病症时出现。一般认为是由于自律神经系统紧张使血管壁拉伸弹性减小,难于影响挤出的血液的搏动而造成的。典型的波形例示于图 31 (C)。该波形例是 36 岁男性的脉波。弦脉的波形特征是急剧地上升后不立刻下降,高压状态持续一定时间。图 31 的曲线图,纵轴为血压 BP (mmHg),横轴为时间(秒)。

根据上述脉波的形状,可以预测大概的情况。

下面,说明畸变与形态的关系。畸变与平脉、滑脉、弦脉的关系示于图 32。该图是对平脉 35 例、滑脉 21 例、弦脉 22 例分析的结果。

在图 32 中,平脉的畸变平均为 0.907,上下偏差约 0.053。

滑脉的畸变比平脉的畸变大,平均为 1.013,上下偏差约为 0.148。

弦脉的畸变是三者中最小的,平均为 0.734,上下偏差约为 0.064。

另外,平脉、滑脉和弦脉的畸变大小关系利用 t 检测的结果,可确认危险系数小于 0.05 时,有明显误差。

§3-0-2: 畸变与循环动态参量的关系

下面,说明脉波波形的畸变与在 §2-1-1 详细说明的循环动态参量的关系。

畸变系数 d 与各循环动态参量的关系分别示于图 33~图 36。这些关系,是通过对 120 个病例求出的。

图 33 是中枢部血管阻力 R_c 与畸变系数 d 的关系,若求两者的关系式,可以表为

$$R_c = 58.68d^{-0.394}$$

相关系数 r 为

$$r = -0.807$$

图 34 是末梢部血管阻力 R_p 与畸变系数 d 的关系, 若求两者的关系式, 可以表为

$$R_p = 2321.3e^{-0.615d}$$

相关系数 r 为

$$r = -0.418$$

图 35 是惯性 L 与畸变系数 d 的关系, 若求两者的关系式, 可以表为

$$L = 162.8e^{-2.585d}$$

相关系数 r 为

$$r = -0.774$$

图 36 是柔度 C 与畸变 d 的关系, 若求两者的关系式, 可以表为

$$C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$$

相关系数 r 为

$$r = 0.764$$

§ 3-0-3: 循环动态参量与脉波波形的形态的关系

为了参考, 先确认循环动态参量与脉波波形的形态的关系。

各循环动态参量与滑脉、平脉、弦脉的关系分别示于图 37~图 40。

图 37 是中枢部血管阻力 R_c 与三种脉的关系。滑脉的血管阻力最小 ($47.048 \pm 18.170 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$), 平脉的血管阻力次之 ($92.037 \pm 36.494 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$), 弦脉的血管阻力最大 ($226.093 \pm 61.135 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)。

图 38 是末梢部血管阻力 R_p 与三种脉的关系, 滑脉的血管阻力最小 ($1182.1 \pm 176.7 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)、平脉的血管阻力次之 ($1386.5 \pm 228.3 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)、弦脉的血管阻力最大 ($1583.0 \pm 251.0 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)。

图 39 是血液的惯性 L 与三种脉的关系, 滑脉的惯性最小 ($10.337 \pm 2.609 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)、平脉的惯性次之 ($16.414 \pm 4.604 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)、弦脉的惯性最大 ($27.550 \pm 5.393 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$)。

图 40 是柔度 C 与三种脉的关系。滑脉的柔度最大 ($(2.030 \pm 0.554) \times 10^{-4} \text{ cm}^5 / \text{dyn}$)、平脉的柔度次之 ($(1.387 \pm 0.311) \times 10^{-4} \text{ cm}^5 / \text{dyn}$)、弦脉的柔度最小 ($(0.819 \pm 0.207) \times 10^{-4} \text{ cm}^5 / \text{dyn}$)。

只有柔度的大小关系的顺序是反的, 但是, 如果取柔度的倒数, 则对所有的动态参量, 大小关系为同一顺序。另外, 对于上述动态参量与三种脉的大小关系, 利用大检验, 危险系数小于 0.05, 可以确认有显著误差。

§ 3-1: 利用畸变求脉波的形态并利用该形态进行诊断的装置

下面, 说明第 3 实施例的诊断装置 (I), 该诊断装置 (I) 根据检测的脉波求该脉波的畸变, 然后根据该畸变求脉波的形态, 利用该形态进行诊断。

图 27 是本实施例的结构框图。在图 27 中, 311 是脉波检测器, 关于其检测方法示于图 28。

在图 28 中, S1 是套在手腕上的压力传感器, 用于检测桡骨动脉波形。S2 是套在上臂上的罗口带, 用于检测血压。脉波检测装置 311

利用血压校正桡骨动脉波形, 将脉波以模拟电信号输出。

现在再回到图 27, 其中, 313 是 A/D 变换器, 用于将从脉波检测器 311 输出的模拟电信号变换为数字信号。314 是畸变计算器, 由付立叶分析器 315 和畸变运算器 317 构成。付立叶分析器 315 由微处理器等构成, 付立叶分析用的程序存储在 ROM 等存储器内。另外, 付立叶分析器 315 对从 A/D 变换器 313 输出的数字信号进行付立叶分析, 输出基波的振幅 Q_1 、二次谐波的振幅 Q_2 、 \cdots 、 n 次谐波的振幅 Q_n 。“ n ”值是考虑高次谐波的大小后适当地确定的。

畸变运算器 317 根据从付立叶分析器 315 输出的振幅 Q_1 、 Q_2 、 \cdots 、 Q_n 算出畸变系数 d 。根据下式求畸变系数 d 。即,

$$d = \sqrt{(Q_2^2 + Q_3^2 + \cdots + Q_n^2) / Q_1^2}$$

319 是形态判断器, 根据由畸变计算器 314 计算出的畸变系数 d 进行形态的判断。形态的判断, 例如如果

$$1.161 > d > 0.960$$

则判断为滑脉;

如果

$$0.960 > d > 0.854$$

则判断为平脉;

如果

$$0.798 > d > 0.670$$

则判断为弦脉。形态判断器 319 输出上述判断结果或不能判断。321 是输出装置, 用于显示形态判断器 319 的输出结果, 并进行打印输出。

这时, 如果使在第 1 章说明的诊断装置与脉波波形的形态对应地将表示活体的状态的数据预先存储到数据库 26 内, 读取与第 3 实施例的形态判断器 319 的判断结果对应的数据, 也可以根据脉波的畸变进行诊断。

§ 3-2: 利用畸变求循环动态参量并根据这些参量进行诊断的装置

下面, 说明第 3 实施例的诊断装置(Ⅱ)。该诊断装置(Ⅱ)根据检测的脉波求该脉波的畸变, 然后由该畸变求循环动态参量, 并根据这些参量进行诊断。

图 29 是该变形例的结构框图。在图 29 中, 对于与在图 27 中说明的相同的结构部分标以相号的序号, 并省略其说明。

图中, 323 是循环动态参量计算器, 根据由畸变计算器 314 计算出的畸变系数 d 计算中枢部血管阻力 R_c 、末梢部血管阻力 R_p 、血液的惯性 L 和血管壁的柔度 C 。循环动态参量计算器 323 按照下列关系式进行参量计算。即, 中枢部血管阻力 R_c 为

$$R_c = 58.68d^{-0.394}$$

末梢部血管阻力 R_p 为

$$R_p = 2321.3e^{-0.615d}$$

惯性 L 为

$$L = 162.8e^{-2.585d}$$

柔度 C 为

$$C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$$

各参量值的单位和在 § 2-1-1 说明的一样。

这样, 只要利用各关系式, 不使用在第 2 章说明的脉波分析装置就可以计算出循环动态参量。不言而喻, 利用这些关系式计算出的循环动态参量也可以适用于第 1 实施例。

另外, 循环动态计算器 323 也可以根据利用这些关系式计算出的循环动态参量判断脉波形态。例如, 当

中枢部血管阻力 R_c 为 $28.878 \sim 65.218$;

末梢部血管阻力 R_p 为 $1005.4 \sim 1358.5$;

血液的惯性 L 为 $7.647 \sim 12.994$; 并且

血管壁的柔度 C 为 $(1.476 \sim 2.584) \times 10^{-4}$ 时,

则判断为滑脉; 当中枢部血管阻力 R_c 为 $55.543 \sim 128.531$;

末梢部血管阻力 R_p 为 $1158.2 \sim 1614.8$;

血液的惯性 L 为 $11.810 \sim 21.018$; 并且

血管壁的柔度 C 为 $(1.076 \sim 1.698) \times 10^{-4}$ 时,

则判断为平脉; 当中枢部血管阻力 R_c 为 $164.958 \sim 287.228$;

末梢部血管阻力 R_p 为 $1332.0 \sim 1834.0$;

血液的惯性 L 为 $22.157 \sim 32.943$; 并且

血管壁的柔度 C 为 $(0.612 \sim 1.026) \times 10^{-4}$ 时,

则判断为弦脉。

321 是输出装置, 输出循环动态参量计算器 323 计算的循环动态参量的值和判断结果。

不言而喻, 这样判断的脉波波形的形态, 也可以适用于上述第 1 实施例的诊断装置。

§ 3-3: 利用时变求脉波形态和循环动态参量并据此进行诊断

的装置

下面,说明第3实施例的诊断装置(Ⅲ)。该诊断装置(Ⅲ)根据检测的脉波求该脉波的畸变,然后由该畸变求脉波形态和循环动态参量,并据此进行诊断。

图30是该诊断装置(Ⅲ)的结构框图。在图30中,对于在诊断装置(I)(参见图27)及诊断装置(Ⅱ)(参见图29)中说明的相同的结构部分标以相同的序号,并省略其说明。

325是综合判断器,它根据形态判断器319的判断结果和由循环动态参量计算器323计算的循环动态参量的计算结果所作的判断结果,进行综合判断,并输出脉波波形的形态。

综合判断器325也可以例如将形态判断器319的判断结果和由循环动态参量计算器323计算的循环动态参量制表预先存储到存储器内,并参考该表。

另外,作为输出结果,也可以输出脉波波形的形态。输出装置321将形态判断器319的判断结果、循环动态参量计算器323的计算结果和综合判断器325的判断结果等进行印刷和显示。这样,医师等该装置的使用者便可知道被验者的脉波或关于脉波的数据。

或者,也可以将由形态判断器319判定形态和由循环动态参量计算器323计算出的循环动态参量作为第1实施例中的波形参量使用而进行诊断。

作为畸变的定义,既可以使用 $(Q_2 + Q_3 + \dots + Q_n) / Q_1$,也可以用别的形式定义,都可以获得同样的结果。例如,利用图41所示的结构,也可以求出畸变系数d。即,将脉波输入低通滤波器351、高通滤波器354,输出低频信号成分V1和高频信号成分V2。利用整流电路

352、355 对上述各输出信号 V1、V2 进行整流, 并由平滑电路 353、356 进行平滑后得到直流信号 W1, W2。利用除法电路 357 对上述直流信号 W1, W2 进行除法运算, 也可以得到用

$$d = W2/W1$$

表示的畸变系数 d。

在第 3 实施例中, 畸变不限于上述定义, 还可以用别的形式定义畸变。

第 4 章: 紧张程度和生理年岁诊断装置

最近, 紧张及疲劳作为成人病及所谓的过度劳累而死亡等原因引起了人们的注意。如果能捕捉到紧张及疲劳的状态, 通过早期实施适当的预防措施, 就可以将成人病的发展及突然死亡防患于未然。

但是, 以往, 能检测紧张及疲劳等的检查方法很少, 并且这为数极少的检查方法也不能方便地进行实施。例如, 有作为生理紧张的指标而测量血液及尿中所含的儿茶酚胺及氢化考的松等的含量的方法, 但是, 这种方法必须进行采血以及特殊的化验方法, 不是每天都能进行的简便的检查方法。另外, 还有作为紧张的指标而测量付肾皮质激素代谢产物在尿中的浓度的方法, 但是, 这种方法必须取尿样, 也不能说是简便的方法, 另外, 作为检查方法的可靠性也还没有确定。作为已确立的心理紧张的测量方法, B&M 公司的基拉利斯系统问诊表, 但是, 该问诊表的问题有 81 个项目之多, 问诊时被验者和诊断者的负担都很大。另外, 人们期望除了紧张程度以外还能简便地诊断自己的生理年龄为多大的装置。

因此, 鉴于上述问题, 本发明者选择关于脉波波形的峰点的信息作为诊断使用的波形参量, 发明了进行各种紧张程度和生理年龄的

诊断的诊断装置。

当然, 本发明的诊断装置的诊断项目不限于紧张程度和生理年龄, 并且诊断所使用的波形参量也不限于上述所述的参量。对于其他诊断项目, 按照和以下说明的完全相同的近似法, 也可以构成适当的诊断装置。

另外, 由本装置得到的脉波波形的峰点的信息, 可以作为在第 1 章说明的诊断装置的波形参量而使用。

下面, 在本章内说明本发明的第 4 实施例的诊断装置。

§ 4-0: 事前研究

本发明者在设计诊断紧张程度等的装置时, 进行了以下事前研究。

§ 4-0-1: 代用特性的采用

为了在不加重被验者和诊断者的负担的情况下诊断紧张程度, 必须得到取代反映紧张程度的参量即血浆儿茶酚胺值等的参量。本发明者着眼于脉波波形的形状随生理紧张及生理年龄或心理紧张的变化, 选择脉波的形态作为紧张诊断所使用的候选参量。并且, 对 53 名被验者测量了桡骨动脉, 采用如下信息即脉波波形的峰点 (拐点) 的信息作为特别指定脉波形状的波形参量。

(1) 从与 1 次脉搏对应的脉波开始上升 (以下, 称此上升时刻为脉波开始时刻) 到与下一个脉搏对应的脉波开始上升的时间 t_0 ;

(2) 脉波内顺序出现的极大点 P_1 、极小点 P_2 、极大点 P_3 、极小点 P_4 和极大点 P_5 的血压值 $y_1 \sim y_5$;

(3) 脉波开始时刻以后到出现上述各点 $P_1 \sim P_5$ 经过的时间 $t_1 \sim t_5$;

(以上, 参见图 42)

另外, 当紧张程度提高时, 本发明者着眼于自我感觉症状出现的情况, 利用图 4 3 所示的身心疲劳度问诊表, 测量身心疲劳程度。该身心疲劳度问诊表的各个问题, 是问被验者在紧张程度提高时变得显著的各种症状是否作为自我感觉症状认识到了。被验者对于这些问题, 只在“没有”、“有时”、“大体上”、“经常”中选择 1 个回答。这里, 对于各个回答, 规定

回答“没有”的得 0 分;

回答“有时”的得 1 分;

回答“大体上”的得 2 分;

回答“经常”的得 3 分;

对问题作肯定回答的, 即自我感觉与症状符合程度越高, 得分数越高。被验者选择的各个回答的得分总和就是身心疲劳度 M。

§ 4-0-2: 紧张程度的基准值的采用

关于生理紧张程度以往将血浆儿茶酚胺值作为应力指标已有定论。因此, 对 53 名被验者测量了血液中的血浆肾上腺素浓度 AD (ng/ml) 和血浆去甲肾上腺素浓度 NA (ng/ml), 作为各受验者的生理紧张程度的基准值。

另外, 关于心理紧张程度, 利用由 81 个项目构成的问诊表 (B&M 公司基拉利斯系统) 对各被验者进行问诊, 将其结果作为各被验者的心理紧张程度的基准值 M S。

§ 4-0-3: 相关分析

本发明者对在 § 4-0-1 从各被验者得到的波形参量和在 § 4-0-2 得到的生理紧张程度和心理紧张程度的相关关系进行了

分析。

(1) 生理紧张

首先,进行血浆儿茶酚胺值与波形参量的相关分析时,作为相关系数 r 大的关系式,可以得到以下所示公式:

$$NA(\text{ng/ml}) = -0.44(t_5 - t_1) + 1.07 \quad (51)$$

主相关系数 $r = 0.44$ (概率 $P < 0.000001$, F 值 $F = 25.42$)

这样,就确认了根据波形参量 t_1 和 t_5 可以推算作为生理紧张程度的指标而确立的血浆去甲肾上腺素值。在本实施例中,通过计算上述(51)式的右边,计算生理紧张程度。

另外,不仅对波形参量,而且也将身心疲劳度 M 包含在内进行相关分析时,可以得到以下关系式:

$$NA(\text{ng/ml}) = 0.46M + 0.24(y_1/t_1) \quad (52)$$

$r = 0.51$ ($P < 0.000001$, $F = 12.47$)

这样,就确认了若将身心疲劳度 M 也包括在参量内,便可使生理紧张程度的推算值更正确。在本实施例中,当得到身心疲劳度时,就可以通过计算上述(52)式的右边而计算出生理紧张程度。

(2) 心理紧张

进行心理紧张程度的基准值 MS 和波形参量及身心疲劳度 M 的相关分析时,作为相关系数大的关系式,可以得到以下关系式:

$$MS = 0.45M + 0.29((t_4 - t_1)/t_6) - 14.83 \quad (53)$$

$r = 0.56$ ($P < 0.000001$, $F = 21.61$)

在本实施例中,通过进行上述(53)式右边的运算,可以计算出心理紧张程度。

(3) 心理年龄

进一步调查被验者的年龄 y 与波形参量之间的相关关系时, 知道两者之间也有相关关系:

$$y = -33.74(t_5 - t_4) + 61.64t_1/t_6 - 8.0678(t_5 - t_4)/t_6 + 33.324$$

$$r = 0.56 (P < 0.000001, F = 12.609)$$

(54)

这样, 由于脉波波形的拐点的信息与被检测脉波的被验者的紧张程度及生理年龄有相关关系, 所以, 可将这一信息作为在第 1 章说明过的诊断装置的波形参量使用。

§ 4-1: 诊断装置(I)

以下对第 4 实施例的诊断装置(I)的具体结构加以说明。此诊断装置是通过输入参量进行生理紧张程度、心理紧张程度及生理年龄的诊断的。

§ 4-1-1: 诊断装置(I)的结构

该诊断装置的结构示于图 44。图中, 401 是微机, 在控制构成本装置的各部分的动作的同时, 根据上述(52)、(53)和(54)式进行生理紧张程度、心理紧张程度和生理年龄的诊断。402 是键盘, 作为向微机 401 输出指令和用于诊断的参量。403 是 FDD(软盘驱动装置), 是考虑被验者人数多时而设置的参量输入装置。诊断者通过向该 FDD 装入存储各被验者的参量的 FD(软盘), 便可将所有被验者的参量一起输入微机 401。存储输入本装置的参量的存储装置不限于 FD 等磁盘, 例如也可以使用光盘。

404 是由 CRT 等构成的显示装置, 用于显示由微机 401 向诊断者输出的信息、紧张程度的诊断结果等。405 是大容量存储装置, 是为了对每个被验者按时间序列(年月日、时刻等)存储紧张程度等的

诊断结果和诊断所使用的参量而设置的。406 是用于输出紧张程度等诊断结果的印刷装置。

§ 4-1-2: 诊断装置(I)的动作

将该诊断装置接通电源时,微机 401 进行初始化处理,显示装置 404 上显示出催促选择用键盘 402 或 FDD403 进行参量输入的菜单画面。诊断者便利用从键盘 402 的指令输入,选择所希望的输入形式。

(1) 参量输入

选择前一种输入形式时,诊断者利用键盘 401 顺序输入被验者的识别信息、诊断所需要的参量即波形参量和利用上述疲劳度问诊表得到的身心疲劳度以及获得这些参量的年月日。这些信息被顺序读入微机 401 内的缓冲存储器内。

另外,选择后一种输入形式时,诊断者将存储着紧张程度等诊断所需要的参量和获得这些参量的年月日的 FD (软盘) 装入 FDD403 内,从键盘 402 输入指示 FD 进行参量输入的指令。结果,FD 内的与各被验者对应的信息就通过 FD D403 被顺序读入微机 401 内的缓冲存储器内。

(2) 紧张程度等诊断

当上述参量输入结束时,便将缓冲存储器内的用于各被验者的紧张诊断的参量代入上述计算式(52)、(53)和(54),求各被验者的生理紧张程度、心理紧张程度和生理年龄。将这样求出的各被验者的生理紧张程度、心理紧张程度和生理年龄暂时存储到缓冲存储器内。另外,各被验者的紧张程度和计算这些紧张程度所使用的参量按各被验者分别在显示装置 404 上进行显示。

(3) 诊断结果的存储

在诊断结束时, 诊断者从键盘 402 输入存储诊断结果的指令时, 缓冲存储器内的与各被验者对应的信息就顺序读入大容量存储装置 405 内。详细说来, 在本实施例中, 将紧张程度等诊断结果和诊断所使用的信息按各被验者区分进行存储, 从缓冲存储器内读取的各被验者的信息追加到大容量存储装置 405 内已存储了与各被验者对应的信息后面。

(4) 诊断结果的印刷

诊断者从键盘 402 输入应输出诊断结果的指令时, 缓冲存储器内的各被验者的识别信息和紧张程度就通过微机 401 传送给印刷装置 406, 进行印刷。另外, 诊断者输入特定的被验者的识别信息, 同时输入应表示紧张程度的时间序列的指令时, 通过微机 401, 从大容量存储装置 405 内读出利用与该被验者对应的过去指定次数的诊断得到的紧张程度和获得紧张程度诊断用的参量的年月日, 由微机 401 生成表示紧张程度随时间变化的曲线的印刷数据, 并传送给印刷装置 406。最后, 由印刷装置 406 印刷该被验者的紧张程度随时间变化的情况。

§ 4-2: 诊断装置(II)

该紧张诊断装置(II)是将测量被验者的脉波的手段和根据该脉波检测波形参量的手段附加到诊断装置(I)上, 是可以同时从被验者获取波形参量和进行紧张诊断的装置。

§ 4-2-1: 诊断装置(II)的结构

图 45 是本诊断装置的结构框图。图中, 对于与图 44 所示的结构对应的部分标以同相的符号, 并省略其说明。

在图 45 中, 411 是脉波检测装置, 通过套在被验者的手腕上的压力传感器(图中未示出)检测桡骨动脉波形, 作为脉波信号(模拟信号)输出。412 是参量采样器, 在微机 401 的控制下, 从脉波检测装置 411 的脉波信号中抽取紧张程度诊断所需要的波形参量的信号, 并进行处理。

另外, 413 是鼠标器, 是不用参量采样器 412 而通过手动操作指定波形参量时的指定装置, 并与微机 401 连接。

下面, 参照图 46 说明参量采样器 412 的详细结构。

在图 46 中, 501 是 A/D(模/数)变换器, 用于按照一定周期的采样时钟 Φ 将脉波检测装置 411 输出的脉波信号变换为数字信号并输出。

502 是低通滤波器, 对从 A/D 变换器 501 顺序输出的数字信号进行滤掉指定的截止频率以上的成分, 并将其结果作为波形值 W 顺序输出。503 是由 RAM(随机存取存储器)构成的波形存储器, 顺序存储通过低通滤波器 502 供给的波形值 W。

511 是波形值地址计数器, 在从微机 401 输出波形获取指示 START 期间, 计数采样时钟 Φ , 并将其计数结果作为应写入波形值 W 的波形值地址 ADR1 而输出。

512 是选择器, 在未输出手控方式信号 MAN 时, 选择波形值地址计数器 511 输出的波形值地址 ADR1, 并传送给波形存储器 503 的地址输入端, 在输出手控方式信号 MAN 时, 选择微机 401 输出的读取地址 ADR4, 并传送给波形存储器 503 的地址输入端。

521 是微分电路, 对从低通滤波器 502 顺序输出的波形值 W 进行时间微分运算并输出。522 是零交叉检测电路, 通过波形值 W 成

为极大值或极小值而使波形值 W 的时间微分成为 0 时输出零交叉检测脉冲 Z 。523 是峰值地址计数器, 在从微机 401 输出波形获取指示 START 的期间, 计数零交叉检测脉冲 Z , 并且将其计数结果作为峰值地址 $ADR2$ 而输出, 524 是移动平均计算电路, 计算到现在为止从微分电路 521 输出的过去指定个数的波形值 W 的时间微分值的平均值, 并将其结果作为表示到现在为止的脉波的斜率作为斜率信息 SLP 而输出。525 是为了存储后面所述的峰值信息而设置的峰值信息存储器。

微机 401 根据以上说明的各元件的输出信息进行如下控制:

(1) 峰值信息的编集

每当由参量采样器 412 内的微分电路 521 和零交叉检测电路 522 检测到脉波的峰值点时, 求以下列举的信息, 并作为峰值信息写入峰值信息存储器 525 内。

(1) - 1: 波形值地址 $ADR1$

在从低通滤波器 502 输出的波形值 W 成为极大值或极小值时, 从波形值地址计数器 511 输出的写入地址 $ADR1$, 即与极大值或极小值对应的波形值 W 在波形存储器 503 内的写入地址。

(1) - 2: 峰值种类 B/T

是表示写入上述波形值地址 $ADR1$ 内的波形值为极大值 T (Top) 还是极小值 B (Bottom) 的信息。

(1) - 3: 波形值 W

是与上述极大值或极小值对应的波形值。

(1) - 4: 冲击 $STRK$

是从前一个峰值到该峰值的波形值的变化量。

(1) - 5: 斜率信息 SLP

是到该峰值为止的过去指定个数的波形值的时间微分的平均值。

另外, 在进行紧张程度诊断时, 微机 401 成为下面所述的动作模式。

(a) 自动诊断模式

读取峰值信息存储器 525 的存储内容, 生成波形参量, 进行和上述第 1 实施例一样的紧张程度的诊断。

(b) 手控指定模式

将波形存储器 503 存储的脉波在显示装置 404 上进行显示, 使用者利用鼠标器操作检测出指定的脉波的峰值点, 并根据该结果计算波形参量和进行紧张程度的诊断。

§ 4 - 2 - 2: 诊断装置 (II) 的动作

下面, 分为上述动作模式说明该诊断装置 (II) 的动作。

(a) 自动诊断模式

(a) - 1: 波形及其峰值信息的获取

首先, 当通过键盘 402 输入应求紧张程度的指令时, 微机 401 输出波形获取指示 START, 使参量采样器 412 内的波形值地址计数器 511 和峰值地址计数器 523 的复位解除。

结果, 波形值地址计数器 511 开始计数采样时钟 Φ , 该计数值作为波形值地址 AD R1 通过选择器 512 输给波形存储器 503。并且, 脉波检测装置 411 检测的桡骨动脉波形输入 A/D 变换器 501, 按照采样时钟 Φ 顺序变换为数字信号, 通过低通滤波器 502 作为波形值顺序输出。这样输出的波形值 W 顺序输给波形存储器 503, 并

在该时刻写入由波形值地址 ADR1 指定的存储区域。

通过上述动作, 与图 48 所示的桡骨动脉波形对应地, 一系列波形值 W 存储到波形存储器 503 内。

另一方面, 如下面所说明的那样, 与上述动作并行地进行峰值信息的检测和向峰值信息存储器 525 内写入。

首先, 由微分电路 521 对从低通滤波器 502 输出的波形值 W 进行时间微分运算, 并将该时间微分输入零交叉检测电路 522 和平均移动计算电路 524。每当这样输入波形值 W 的时间微分值时, 平均移动计算电路 524 就计算预定个数的在先时间微分值的平均值(即, 平均移动值), 并将运算结果作为斜率信息 SLP 而输出。这里, 当波形值 W 处在上升过程中或者上升结束成为极大状态时, 作为斜率信息 SLP 输出正值, 当波形值 W 处于下降过程中或者下降结束成为极小状态时, 作为斜率信息 SLP 输出负值。

并且, 例如, 当与极大点 P_1 对应的波形值 W 从低通滤波器 502 输出时, 作为时间微分从微分电路 521 输出“0”, 从零交叉检测电路 522 输出零交叉检测脉冲 Z。

结果, 微机 401 便读入该时刻波形值地址计数器 511 的计数值即波形值地址 ADR1、波形值 W、峰值地址计数器 523 的计数值即峰值地址 ADR2 (这时, $ADR2 = 0$) 和斜率信息 SLP。另外, 通过输出零交叉检测信号 Z, 峰值地址计数器 523 的计数值 ADR2 成为“2”。

并且, 微机 401 根据读入的斜率信息 SLP 的符号作成峰值种类 B/T。这时, 输出极大点 P_1 的波形值 W 时, 由于在该时刻输出正的斜率信息, 所以, 微机 401 假定峰值信息 B/T 的值是与极大值对应的数值。并且, 微机 401 将从峰值地址计数器 523 读入的峰值地址

ADR2 (这时, $ADR2 = 0$) 直接指定为写入地址 ADR3, 将波形值 W、与该波形值对应的波形值地址 ADR1、峰值种类 B/T 和斜率信息 SLP 作为第 1 次的峰值信息写入峰值信息存储器 525 内。写入第 1 次的峰值信息时, 由于没有这以前的峰值信息, 所以, 不进行作成和写入冲击信息。

然后, 当从低通滤波器 502 输出与图 48 所示的极小点 P_2 对应的波形值 W 时, 和上述一样, 输出零交叉检测脉冲 Z, 微机 401 读入写入地址 ADR1、波形值 W、峰值地址 ADR2 ($= 1$) 和斜率信息 SLP (< 0)。并且, 和上述一样, 微机 401 根据斜率信息 SLP 确定峰值种类 B/T (这时为波谷 B)。另外, 微机 401 读取只比峰值地址 ADR2 小“1”的地址, 作为地址 ADR3 输给峰值信息存储器 525, 读取第 1 次写入的波形值 W。并且, 微机 401 计算本次从低通滤波器 502 读入的波形值 W 与从峰值信息存储器 525 读取的第 1 次的波形值 W 之差, 求出冲击信息 STRK。然后, 将这样求出的峰值种类 B/T、冲击信息 STRK 与其他信息 ADR1、W、SLP 一起作为第 2 次的峰值信息写入峰值存储器 525 内与峰值地址 $ADR3 = 1$ 对应的存储区域。以后, 当检测到峰值点 P_3 、 P_4 ... 时, 也进行同样的动作。

并且, 当经过指定的时间时, 微机 401 便停止输出波形获取指示 START, 波形值 W 和峰值信息的获取即告结束。

(a) - 2: 波形参量采样

在进行波形参量采样之前, 微机 401 进行从峰值信息存储器 525 存储的各种信息中特别指定与获取波形参量的 1 个波长的波形对应的信息的处理。

首先, 从峰值信息存储器 525 内顺序读取与各峰值点 P_1 、 P_2 、...

对应的斜率信息 SLP 和冲击信息 STRK。然后, 从各冲击信息 STRK 中选择与正的斜率对应的冲击信息 (即, 对应的斜率信息 SLP 为正值冲击信息), 进而从这些冲击信息中选择数值大的高位指定个数。并且, 从所选择的冲击信息 STR K 中选择相当于中间值的冲击信息, 求出应抽取波形参量的 1 个波长的脉波的上升部分的冲击信息 STRK, 例如在图 48 中用符号 STRKM 所示的上升部分的冲击信息 STRK。并且, 求出该冲击信息的峰值地址的前 1 个峰值地址, 即应抽出波形参量的 1 个波长的脉波的开始点 P_0 的峰值地址。

然后, 微机 401 参照与峰值信息存储器 525 内存储的上述 1 个波长的脉波对应的各峰值信息, 计算应代入上述计算公式 (51) ~ (54) 的各参量。例如, 进行如下计算:

y_i : 设与峰值点 P_i 对应的波形值为 y_i ;

t_i : 从与峰值点 P_i 对应的波形值地址减去与峰值点 P_0 对应的波形值地址, 对其结果乘以采样时钟 Φ , 计算 t_i 。

$t_4 \sim t_6$: 与上述 t_i 一样, 根据对应的各峰值点间的波形值地址之差进行计算。

并且, 将这样得到的各参量存储到缓冲存储器内。

(b) 手控指定模式

该诊断装置(II)除了上述(a)自动诊断模式外, 还可以利用键盘 402 的操作设定手控指定模式。设定该手控指定模式时, 诊断者利用鼠标器操作可以指定计算波形参量所需要的脉波的峰值点。即, 按照如下方式进行。

在手控指定模式中, 在微机 401 按指定时间输出波形获取指示 START 后, 输出手控模式信号 MAN。并且, 微机 401 输出从“0”开始

顺序增加的读取地址 ADR4, 通过选择器 512 输给波形存储器 503。这样, 便读取存储在波形存储器 503 内的桡骨动脉波形, 并在显示装置 404 上进行显示。

诊断者通过操作鼠标器 413, 移动显示装置 404 上的光标显示位置, 使光标顺序指示显示装置 404 上显示的脉波的始点、终点、脉波的各极大点、各极小点, 进行噪音输入。微机 401 通过这样的鼠标器检测操作, 从波形存储器 503 内读取与由诊断者指定的脉波的始点、终点、脉波的各极大点、各极小点的座标值对应的数字信号, 从读出的信息中抽取所需要的波形参量 (参见上述 (52) 式和 (53) 式), 并存储到缓冲存储器内。

(c) 输入身心疲劳度

通过上述 (a) 或 (b) 的模式处理, 完成波形参量的获取时, 微机 401 应答诊断者通过键盘或鼠标器操作而输入的指示, 在显示装置 404 上显示出图 43 所示的身心疲劳度问诊表。然后, 诊断者按照显示的问诊表向被验者进行问诊, 通过操作鼠标器 413 将被验者的回答输入微机 401。这里, 问诊也可以采用对话形式输入, 即, 逐一显示问诊表中的各个问题或者以声音形式输出, 被验者对此作出回答并利用键盘等输入微机 401。微机 401 根据这样输入的回答计算身心疲劳度, 并将其结果写入缓冲存储器内。

这样, 紧张诊断所需要的所有信息已存储在缓冲存储器内。于是微机 401 便根据缓冲存储器存储的信息进行紧张诊断, 以后, 和在第 1 章所述的诊断装置 (I) 一样, 根据诊断者的指示, 进行该结果的输出和存储等。

使用该诊断装置不仅可以进行紧张诊断, 而且, 通过连续检测脉

波, 将脉波的波形参量与其获取的年月日一起存储, 还可以求出脉波随时间的节奏性变化。

§ 4-3: 诊断装置(Ⅲ)

下面, 说明第 3 实施例的诊断装置(Ⅲ)。该诊断装置(Ⅲ)是在 § 4-2 说明的诊断装置(Ⅱ) 加上作为紧张程度的显示装置的彩色显示器(图中未示出) 而构成的。本装置(Ⅲ) 中的微机 401 在计算生理紧张程度和心理紧张程度后, 根据图 49 所示的表决定显示颜色, 并将该显示颜色显示在彩色显示器上。

另外, 还可以求生理紧张程度、心理紧张程度和生理年龄, 并进行彩色显示。这时, 就不是图 49 所示的二维表, 而是使用定义与生理紧张程度、心理紧张程度和生理年龄的组合对应的颜色的三维表来确定显示颜色。

按照本实施例, 是利用彩色显示器的显示颜色来表示将生理紧张程度和心理紧张程度综合后的紧张程度的, 所以, 即使是没有对紧张程度的数值的判断标准, 也可以通过视觉很容易地确认自己的紧张程度。

本装置(Ⅲ) 作为不必麻烦医师等诊断者, 被验者本身诊断自己的紧张程度的无人诊断系统是很有用的。

§ 4-4: 变形例

第 4 实施例除了以上说明的诊断装置(Ⅰ)~(Ⅲ) 外, 还可以利用以下列举的变形例进行实施。

变形例(Ⅳ)

在上述各诊断装置(Ⅰ)~(Ⅲ) 中, 是将波形参量和身心疲劳度都作为参量使用来诊断生理紧张程度和心理紧张程度的, 但是, 也可

以采用按照上述(51)式或(54)式只根据波形参量只诊断生理紧张程度或心理紧张程度方式。这时,由于省去了输入身心疲劳度的麻烦,所以,作为诊断装置更容易使用。

变形例(V)

在上述各诊断装置(I)~(III)中,是根据被验者的桡骨动脉波形来诊断紧张程度的,但是,也可以测量从桡骨部到指间部位置的动脉波,并根据该动脉波诊断紧张程度。

变形例(VI)

在§4-3所述的诊断装置(III)中,采用了利用显示颜色通过视觉确认紧张程度的结构,但是,紧张程度的显示方法不限于此。

例如,通过视觉使被验者认识紧张程度时,既可以利用显示颜色的浓淡表现紧张程度等,也可以显示说明紧张程度的文字信息。另外,也可以不限于视觉而采用利用听觉表现紧张程度等的方法。例如,可以根据紧张程度等改变声音的高低、大小及音色,让被验者听声音。另外,既可以输出说明紧张程度等诊断结果的声音,也可以输出与紧张程度等对应的音乐,紧张程度低时输出明快的乐曲;紧张程度高时,输出深重的乐曲。

以上,在第4章中说明了诊断紧张程度和生理年龄的装置,但是,通过进行和构成本实施例的各装置时进行的完全一样的研究,可以构成对其他诊断项目进行诊断的装置。

这时,波形参量可以使用脉波所具有的参量中对诊断项目具有最强的相关关系的参量。

例如,可以使用在第2章讨论过的循环动态参量和在第1章讨论过的用于诊断脉波的频谱等的波形参量。

另外,取得诊断所使用的波形参量的方法,不限于第1~第4实施例所述的方法,可以选择能得到所需要的波形参量的适当的方法。

例如,求循环动态参量的方法,有像在第2章中说明的那样利用电路模拟求出的方法和像在第3章中说明的那样根据脉波的畸变而求出的方法,但是,究竟采用哪种方法,可以在考虑所需要的处理速度和计算精度后适当地选择。

另外,如上所述,在紧张程度的诊断中,考虑身心疲劳度可以进行精度更高的诊断。同样,随诊断项目而不同,有时考虑被验者的自觉症状进行诊断更好。对于这样的诊断项目,可以将用以输入自觉症状的手段设置到诊断装置上,根据这样的手段输入的自觉症状和脉波的波形参量进行诊断。

另外,随诊断项目而不同,有时不仅希望只输出疾病名等,还希望定量地求出症状严重到什么程度并予以输出。这时,和上述紧张程度的诊断一样,可以利用颜色、浓度、文字等可视信息或者音乐、声音等可听信息表现症状的程度(在第4实施例中是紧张程度)并输出。

另外,随诊断项目而不同,还可以每隔一定时间反复进行诊断。

第5章:检测脉波的频谱的脉波分析装置

近年来,脉诊受到人们的重视,与此同时,根据脉波探讨人体的健康状态的研究也方兴未艾。作为一般的波形的分析方法,有FFT等频率分析,人们已研究过利用这种频率分析技术的脉波的频率分析。

然而,构成脉波的脉波波形的每1个波形状都不相同,时时刻刻都在变化,并且各波的波长也不一定。因此,人们考虑了将这种杂乱无章的脉波视为周期非常长的波形进行付立叶变等方法。这种方法

可以详细地求出脉波的频谱,但是计算量十分庞大,所以,不适于迅速地求时时刻刻发生的脉波的频谱。如果能够连续地求出表示构成脉波的1个波1个波的特征的波形参量,就可以得到人体的很多信息,但是,迄今还没有符合这一要求的装置。

因此,下面所述的本发明第5实施例的脉波分析装置就是鉴于上述情况而提出的,该脉波分析装置可以迅速地进行脉波的分析,并且可以对构成脉波的每1个波分析波形参量。此外,按照第5实施例,利用该装置可以使迄今在第1章~第4章说明的各装置性能更加提高。

下面,说明本发明第5实施例的脉波分析装置。

§5-1:脉波分析装置(I)

该脉波分析装置(I)按脉搏单位计算脉波的频谱。

§5-1-1:脉波分析装置(I)的结构

图50是本发明第5实施例的脉波分析装置(I)的结构框图。如图所示,脉波分析装置(I)由脉波检测器601、输入部分602、输出部分603、波形采样存储器604、频率分析器605和对它们进行控制的微机606构成。

脉波检测器601由应变仪等构成,按压在患者的桡骨动脉部等处,检测其压力,并作为脉波信号(模拟信号)而输出。输入装置602是为了向微机606输入指令而设的,例如由键盘等构成。输出部分603由打印机、显示装置等构成,这些装置在微机606的控制下,进行从患者得到的脉波的频谱的记录和显示等。波形采样存储器604在微机606的控制下顺序存储从脉波检测器601输出的脉波信号,同时,抽取表示该脉波信号中的切换点即从与某一搏动对应的脉波

向与下一个搏动对应的脉波的切换点的信息并进行存储, 可以使用图 46 所示的参量采样器 412。

频率分析器 605 按各脉动单位反复高速再生波形采样存储器 604 存储的脉波信号, 对每一脉搏求构成脉波的频谱并输出, 其详细结构示于图 51。由频率分析器 605 求出的各脉搏的脉波的频谱由微机 606 读入, 从输出装置 603 输出。

§5-1-1-1: 波形采样存储器 604 的结构

波形采样存储器 604 可以使用图 46 所示的参量采样器 412, 该参量采样器 412 的各种信号也可以直接使用。为了避免重复说明, 省略对波形采样存储器 604 的说明。但是, 为了说明方便, 此处将图 46 中的手控模式信号 MAN 称为选择信号 S12, 将微机 401 的符号改为 606。

§5-1-1-2: 频率分析器 605 的结构

下面, 参照图 51 说明频率分析器 605 的详细结构。该频率分析器 605 通过微机 606 从波形采样存储器 604 的波形存储器 503 按搏动单位接收脉波的波形值 WD, 反复高速再生所接收的波形值 WD, 对每 1 搏动进行频率分析, 计算构成脉波的频谱。另外, 该频率分析器 605 按时间分隔先计算构成脉波的基波频谱, 然后计算构成二次谐波的频谱等的顺序。计算构成脉波的各个频谱。

微机 606 再向该频率分析器 605 输出 1 个搏动的脉波的最初的波形值 WD 时, 输出同步信号 SYNC 和该搏动所包含的波形值 WD 的个数 N, 同时切换选择信号 S12。另外, 微机 606 在输出 1 个搏动的波形值 WD 期间, 与各波形值 WD 的传递同步地顺序输出 “0” ~ “N-1” 变化的写入地址 ADR5。

缓冲存储器 701 和 702 是为了存储这样从微机 606 输出的波形值 WD 而设置的存储器。分配器 721 用于利用选择信号 S12 将通过微机 606 从波形采样存储器 604 供给的脉波的波形值 WD 指定向缓冲存储器 701 或 702 输出。

另外, 选择器 722 用于选择由选择信号 S12 从缓冲存储器 701 和 702 中指定的缓冲存储器, 并将从该缓冲存储器读取的波形值 WH 输出到后面所述的高速再生器 730。选择器 711 和 712 根据选择信号 S12 选择写入地址 ADR5 或高速再生器 730 发生的读取地址 ADR6(后面说明), 并且分别输给缓冲存储器 701 和 702。

以上说明的分配器 721、选择器 722、701 和 702 通过根据选择信号 S12 进行切换控制, 在向缓冲存储器 701 进行数据写入期间, 从缓冲存储器 702 读取数据, 并输给高速再生器 730; 在向缓冲存储器 702 进行数据写入期间, 从缓冲存储器 701 读取数据, 并输给高速再生器 730。

高速再生器 730 是用于从缓冲存储器 701 和 702 读取与各搏动对应的波形值的装置, 使读取地址 ADR6 在“0”~“N-1”(其中, “N”是应读取的波形值的个数)范围内变化并输出。详细地说, 该高速再生器 730 在与某一搏动对应的各波形值 WD 向 1 个缓冲存储器内写入期间, 发生上述读取地址 ADR 6, 从另 1 个缓冲存储器内多次反复读取与该搏动之前的 1 个搏动对应的全部波形值 WD。这时, 控制读取地址 ADR6 的发生, 以使与 1 个搏动对应的全部波形值 WD 在一定的时间内全部读出。在读取与 1 个搏动对应的全部波形值期间, 与想检测的频谱的次数对应地进行如下切换:

检测基波频谱时切换为 T;

检测二次谐波频谱时切换为 $2T$;

检测三次谐波频谱时切换为 $3T$;

.....

另外, 高速再生器 730 内部装有内插器, 用于插入从缓冲存储器 701 或 702 读取的波形值 WH , 作为指定的采样频率 m/T (m 为指定的整数) 的波形值而输出。

带通滤波器 750 是通过频带的中心频率为指定值 $1/T$ 的带通滤波器。正弦波发生器 740 是频率可变的波形发生器, 在微机 606 的控制下, 与应检测的频谱的次数对应地顺序输出周期为 T 、 $2T$ 、 $3T$ 、 $4T$ 、 $5T$ 、 $6T$ 的各正弦波。频谱检测器 760 根据带通滤波器 750 的输出信号电平检测脉波的各频谱的振幅 $H_1 \sim H_6$, 同时根据带通滤波器 750 的输出信号的相位与正弦波发生器 740 输出的正弦波的相位之差, 检测各频谱的相位 $\theta_1 \sim \theta_6$ 。

§5-1-2: 脉波分析装置(I)的动作

下面, 说明图 50~图 51 (包括图 46) 所示的脉波分析装置 (I) 的动作。

首先, 当从输入装置 602 输入开始频率分析的指令时, 微机 606 便输出波形获取指示 $START$, 将波形采样存储器 604 内的波形值地址计数器 511 和峰值地址计数器 523 的复位解除。

(a) 波形分割

然后, 由波形值地址计数器 511 开始计数采样时钟 Φ , 波形抽出存储器 604 进行与在 §4-2-2 的 (a) -1 项所述的参量采样器 412 同样的动作。

即, 波形抽出存储器 604 将与图 48 所示的桡骨动脉波形对应的

一系列波形值 W 存储进波形存储器 503 内, 同时, 与上述动作并行地进行峰值点 P_1 、 P_2 、 P_3 的峰值信息的检测和向峰值信息存储器 525 内写入。

这里, 当冲击信息 STRK 大于指定值时, 具体地说就是可以视为与脉波的上升部分 (例如如图 48 中的 STRKM) 相当大的冲击时, 微机 606 从峰值信息存储器 525 内读取该冲击的始点即极小值的波形值地址 (例如, 图 48 中的 STRKM 的始点 P_0), 并写入内部的移位寄存器内。

(b) 波形传递

与上述动作并行地, 微机 606 从波形采样存储器 604 内的波形存储器 503 内顺序读取波形值, 作为波形数据 WD 向频率分析器 5 传递。

下面, 参照图 52 和图 53 说明其动作。

如图 53 所示, 选择信号 S12 与时钟 Φ 同步地切换, 另外, 与其同步地进行波形存储器 503 的写入模式/读取模式的模式切换。

在图 52 中, 当与某一搏动对应的 1 个搏动的脉波 W_n 的波形值输入波形存储器 503 内时, 首先在与该搏动对应的脉波的最初的极小值输入的时刻发生零交叉检测信号 Z, 并将该波形值地址 $ADR1 = A_0$ 写入峰值信息存储器 525 内 (参见图 53)。然后, 当极大值 (地址 A_1) 输入波形采样存储器 604 内时, 再次发生零交叉检测信号 Z (参见图 53), 当该极大值与其之前的极小值 (地址 A_0) 之间的冲击大于指定值时, 将极小值的地址 A_0 写入微机 606 内的移位寄存器 (图中未示出) 内。这样写入的波形值地址在其后延迟 2 个搏动后从移位寄存器内输出, 作为应传递给频率分析器 605 的 1 个搏动的波

形值 WD 的开始地址写入微机 606 内。

即, 在图 52 中, 当与某一搏动对应的脉波 W_n 的极大值的地址 W_n 写入移位寄存器时, 就从该移位寄存器内读取在此之前写入该移位寄存器的 2 个搏动前的脉波 W_{n-2} 的开始地址 (最初的极小值的地址), 并由微机 606 进行检测。

在该时刻, 微机 606 参照上述移位寄存器的内容, 求脉波 W_{n-2} 的最初的极小值的波形值地址与下一个脉波 W_{n-1} 的最初的极小值的波形值地址之差, 即 1 个搏动的脉波 W_{n-1} 中所包含的波形值的个数 N , 并与同步信号 $SY NC$ 一起向频率分析器 605 输出。另外, 与同步信号 $SYNC$ 同步地切换选择信号 $S12$, 使分配器 721、选择器 711 和 712 以及选择器 722 的内部连接状态成为例如图 51 中用实线所示的状态。

然后, 微机 606 使读取地址 $ADR4$ 从脉波 W_{n-2} 的最初的极小值的波形值地址开始顺序增加, 通过选择器 512 输给波形存储器 503。这里, 使读取地址 $ADR4$ 以比写入地址 $ADR1$ 快的速度 (例如 2 倍的速度) 变化。这是为了在脉波 W_n 的下一个搏动的脉波 W_{n+1} 的极大值输入波形采样存储器 604 之前, 将与脉波 W_{n-1} 之前的脉波 W_{n-2} 对应的全部波形值读出。这样, 与波形存储器 503 内存储的脉波 W_n 并行, 微机 606 从波形存储器 503 内读取其 2 个搏动之前的脉波 W_{n-2} 的波形值 WD , 并向频率分析器 605 传递, 通过分配器 721 顺序输给缓冲存储器 701。

这样, 与波形值 WD 顺序输给缓冲存储器 701 同步地使写入地址 $ADR5$ 在“0”~“ $N-1$ ”的范围内顺序增加, 该写入地址 $ADR5$ 通

过选择器 711 输给缓冲存储器 701。结果, 与脉波 W_{n-2} 对应的各波形值 WD 就存储到了缓冲存储器 701 的地址为“0”~“N-1”的各存储区域。

(c) 高速再生

另一方面, 与上述动作并行地, 由高速再生器 730 输出读取地址 ADR6, 并通过选择器 712 输给缓冲存储器 702。结果, 从缓冲存储器 702 读取与脉波 W_{n-2} 的 1 个搏动之前的脉波 W_{n-3} 的各波形值 WD, 并通过选择器 722 输入高速再生器 730。

这里, 缓冲存储器 702 内的脉波 W_{n-3} 对应的各波形值 WD, 以比与脉波 W_{n-2} 对应的各波形值向缓冲存储器 701 内存储的速度高的高速度多次反复被读取。这时, 控制读取地址 ADR6 的增加速度, 以使与脉波 W_{n-3} 对应的波形值 WD 在一定的时间 T 内全部读出。即, 高速再生器 730 在应从缓冲存储器 702 读取的波形值 WD 的个数像图 54 所示的那样为很大数值“N1”时以高速度使读取地址 ADR6 增加, 相反, 如图 55 所示的那样为较小数值“N2”时, 以低速度使读取地址 ADR6 增加, 从而使读取地址 ADR6 在一定时间 T 内在“0”~“N1-1”或“0”~“N2-1”的区间变化。

并且, 这样顺序读取的波形值 WD 在高速再生器 730 内进行内插计算, 形成一定的采样的频率 m/T 的波形值 WH, 并输给带通滤波器 750。

(d) 频谱检测

带通滤波器 750 从波形值 WH 的时间序列数据中选择频率为 $1/T$ 的信号使之通过, 并输给频谱检测器 760。另一方面, 正弦波发生器 740 如图 56 所示的那样, 发生周期为 T 的正弦波, 并输给频谱检

测器 760。

频谱检测器 760 对数个波检测带通滤波器 750 的输出信号电平, 将其典型值作为脉波 W_{n-3} 的基波频谱的振幅 H_1 输出, 对数个波检测带通滤波器 750 的输出信号的相位与正弦波发生器 740 输出的正弦波的相位之间的相位差, 并将其典型值作为脉波 W_{n-3} 的基波频谱的相位 θ_1 输出。由各典型值计算出例如与输出基波频谱之前的对应各波的输出信号电平和相位差的移动平均值。

然后, 高速再生器 730 使读取地址 ADR6 的增加速度成为检测上述基波频谱时的 $1/2$, 以使在一定时间 $2T$ 内脉波 W_{n-3} 的全部波形值读出, 反复读取与脉波 W_{n-3} 对应的波形值 WH , 并输给带通滤波器 750 (参见图 56)。

并且, 使由波形值 WH 构成的时间序列数据中频率为 $1/2T$ 的信号即与脉波 W_{n-3} 的二次谐波对应的信号通过带通滤波器 750, 并输给频谱检测器 760。结果, 便由频谱检测器 760 检测并输出脉波 W_{n-3} 的二次谐波频谱的振幅 H_2 。

另一方面, 正弦波发生器 740 发生周期为 $2T$ 的正弦波, 并输给频谱检测器 760 (参见图 56)。结果, 频谱检测器 760 便输出脉波 W_{n-3} 的二次谐波频谱的相位 θ_2 。

以后, 将读取地址 ADR6 的增加速度顺序切换为基波频谱时的 $1/3$ 、 $1/4$ 、 $1/5$ 、 $1/6$, 同时, 与此相应地将正弦波发生器 740 发生的正弦波的周期顺序切换为 $3T$ 、 $4T$ 、 $5T$ 、 $6T$, 进行与上述相同的动作, 便可从频谱检测器 760 输出三次谐波~六次谐波频谱的振幅 $H_3 \sim H_6$ 和相位 $\theta_3 \sim \theta_6$ 。

这样求出的脉波 W_{n-3} 的各频谱输入微机 606。并且, 微机 606 利用与脉波 W_{n-3} 对应的波形值 WD 的个数 N 和时钟 Φ 的周期 τ 计算基波的频率 $f = 1 / (N \cdot \tau)$, 并且与上述频谱一起从输出装置 603 输出。

然后, 脉波 W_n 之后的 1 个搏动的脉波 W_{n+1} 上升, 当最初的极大值输入波形采样存储器 604 内时, 通过微机 606 发生同步信号 SYNC, 同时, 输出脉波 W_{n-2} 内包含的波形值 WD 的个数 N 。另外, 选择信号 S12 发生反转, 使分配器 721、选择器 711 和 712 以及选择器 722 的内部连接状态成为图 51 中虚线所示的状态。并且, 与波形存储器 503 内存储脉波 W_{n+1} 并行, 微机 606 从波形存储器 503 内读取其 2 个搏动之前的脉波 W_{n-1} 的波形值 WD, 并向频率分析器 605 传递, 通过分配器 721 顺序输给缓冲存储器 702。

另一方面, 与上述动作并行地, 用高速再生器 730 从缓冲存储器 701 内读取与脉波 W_{n-1} 之前 1 个搏动的脉波 W_{n-2} 对应的各波形值 WD, 由高速再生器 730 进行内插运算后作为波形值 WH 输出。并且, 对于与该脉波 W_{n-2} 对应的波形值 WH 进行与脉波 W_{n-3} 一样的处理, 便可求出其频谱。

以后, 对于顺序传过来的各脉波进行与上述一样的处理, 便可连续地求出各脉波的频谱, 并作为与各个搏动对应的波形参量从输出装置 603 输出。

§5-2: 脉冲分析装置(II)

在 §5-1 所述的脉波分析装置 (I) 是按搏动为单位再生波形存储器 503 内存储的波形数据, 并按各搏动为单位计算脉波的频谱

的。与此相反,脉波分析装置(Ⅱ)是使用本发明人在第2章中提出的方法、根据从患者得到的脉波求出模拟患者的循环动态的电模型各元件的值,将此结果作为状态显示参量使用的。

这里,电模型在决定活体循环系统的行为的要素中着眼于动脉系统中枢部的血液的惯性、中枢部血液粘滞性引起的血管阻力(粘滞性阻力)、中枢部血管的柔度和末梢部的血管阻力(粘滞性阻力)等4个参量,并且以电路形式进行模拟。详细情况如§2-1所述。

在脉波分析装置(Ⅱ)中,微机606将与各搏动对应的波形数据顺序写入缓冲存储器701或702,同时,从未进行写入的缓冲存储器内通过选择器722读取与1个搏动对应的波形数据。并且,模拟输入与大动脉起始部的压力波对应的电信号时上述电模型的动作,计算可以得到与从缓冲存储器701或702读取的波形数据对应的输出波形的电模各元件的值,并将该计算结果作为波形参量而输出。然后通过反复改变各元件的值进行动作的模拟,便可在试验错误的基础上求出电模型各元件的值。但是,既可以使用在第2章说明过的方法,也可以像在第3章中说明的那样根据脉波的畸变而求出。

§5-3: 变形例

第5实施例除了以上说明的脉波分析装置(Ⅰ)~(Ⅲ)外,还可以利用以下列举的变形例进行实施。

变形例(Ⅲ)

§5-1所述的脉波分析装置(Ⅰ)是利用硬件进行脉波的频率分析的,但是,并不限于此,也可以利用微机606执行的软件进行频率分析。另外,关于频率分析方法,DFT(离散付立叶变换)、FFT(高速付立叶变换)等各种方法都可以使用。

变形例(Ⅳ)

§5-1 和 §5-2 所述的脉波分析装置(I), (II)是在得到与各搏动对应的波形参量的时刻而输出的,但是,波形参量的输出方式不限于此。例如,也可以由微机 606 计算指定的搏动个数的波形参量的算数平均值后而输出。

另外,也可以由微机 606 计算过去的指定搏动个数的波形参量的算数平均值即波形参量的移动平均值,实时地进行输出。

变形例(V)

各脉波分析装置(I), (II)都是对桡骨动脉进行分析的,但是,分析对象不限于桡骨动脉,也可以应用于例如指尖脉波等其他动脉脉波的分析。

变形例(VI)

作为脉波的波形参量,除了各脉波分析装置(I)、(II)所列举的以外,还可以考虑各种各样的参量,但是,为了诊断而使用时,可以采用对诊断最适用的波形参量。

例如,在这些参量中,有前面在第4章所述的脉波中出现的峰值点的振幅值和相位。根据与各搏动对应的脉波求出这引起峰值点的信息,也可以使用于紧张程度的诊断。

本发明中所谓“活体”,是指作为诊断对象或分析对象的被验者的人体,但是,不限于人类,也可以是动物体。

另外,本发明不限于上述第1~第5实施例,只要不脱离本发明思想的范围,可以用适当的变形进行实施。

说明书附图

图 1

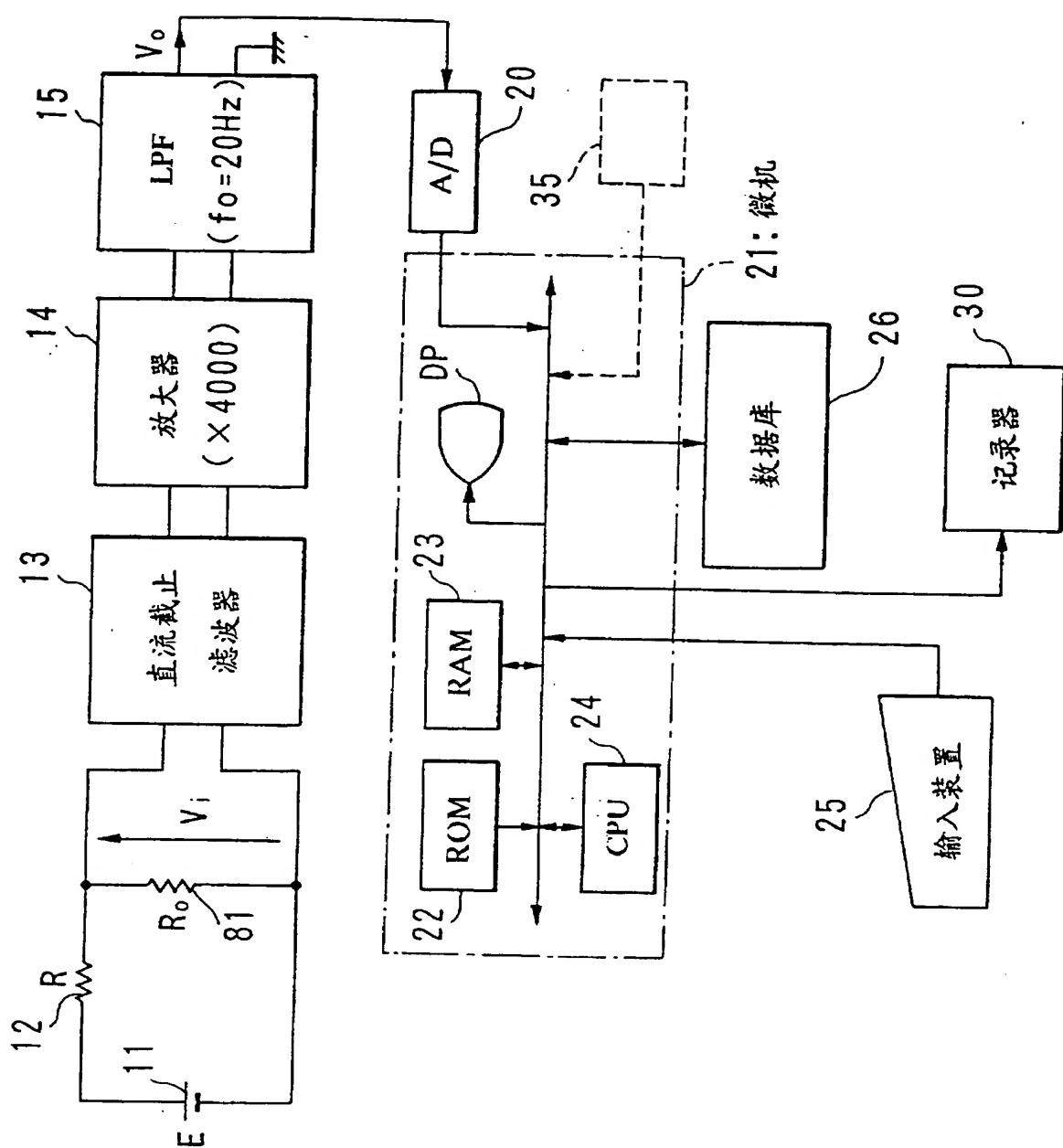


图 2

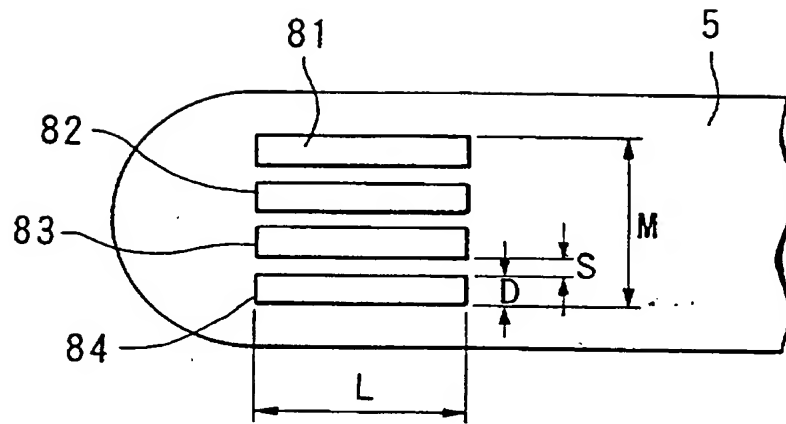


图 3(A)

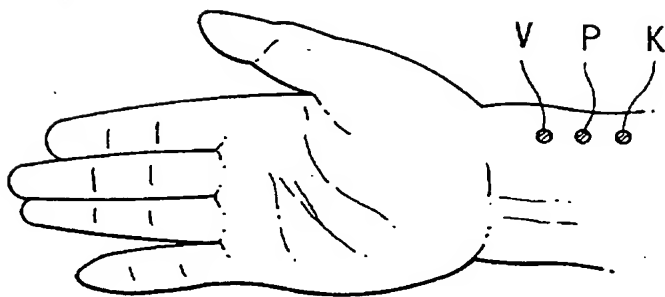


图 3(B)

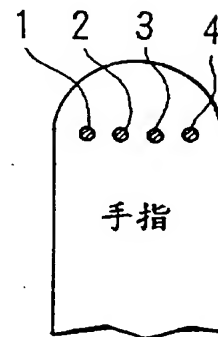


图 4(A)

V(Pitta 点: 食指) 的脉波

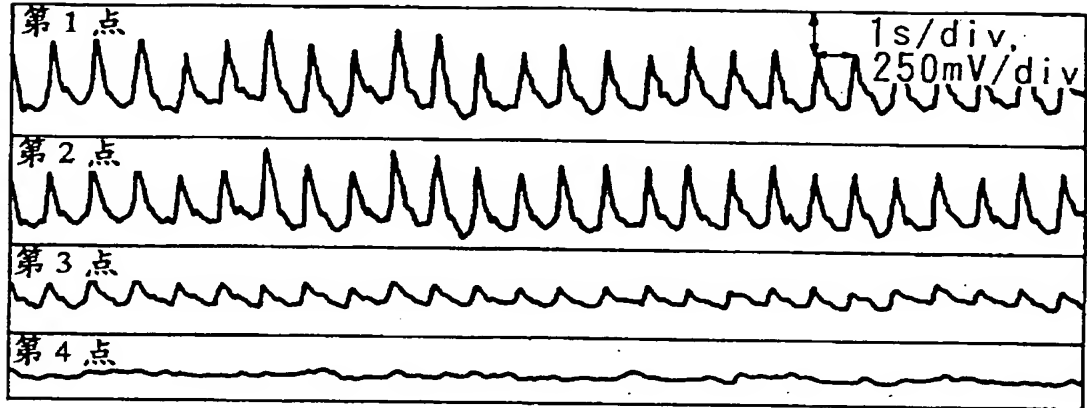


图 4(B)

P(Pitta 点: 中指) 的脉波

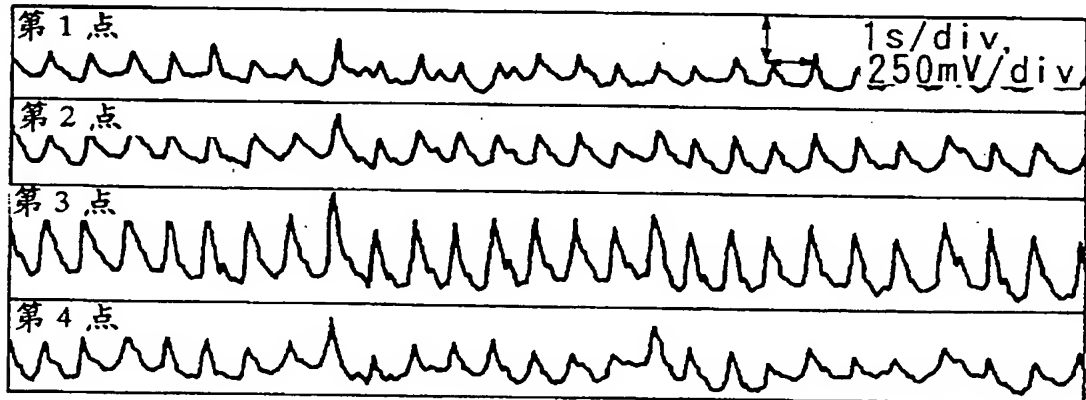


图 4(C)

K(Kapha 点: 无名指) 的脉波

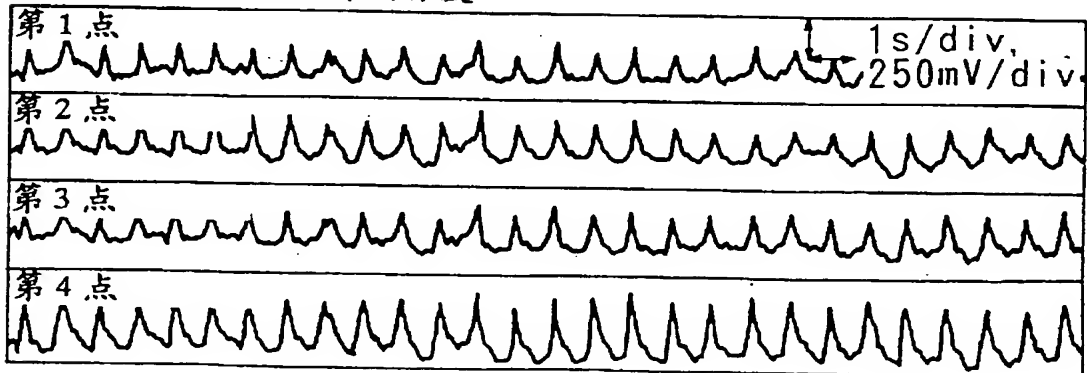


图 5 (A)

V (Vata 点: 食指) 的脉波

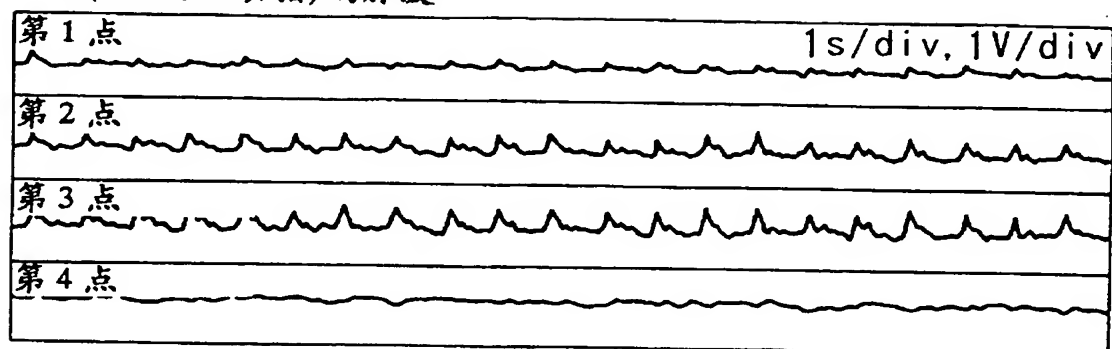


图 5 (B)

P (Pitta 点: 中指) 的脉波

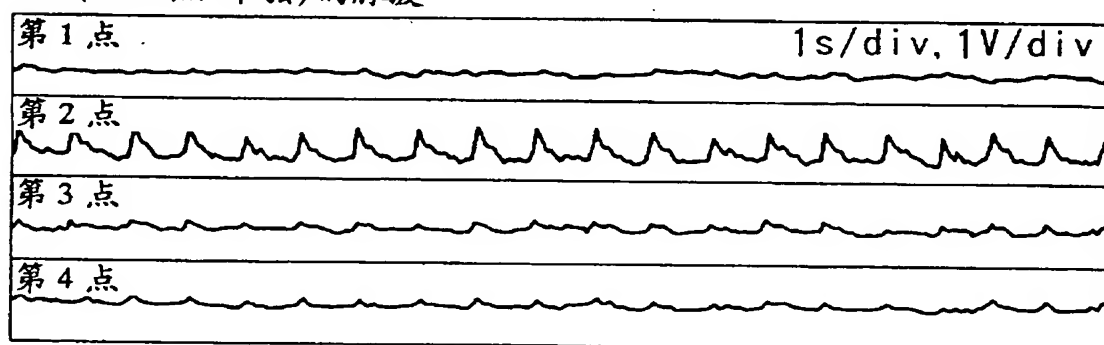


图 5 (C)

K (Kapha 点: 无名指) 的脉波

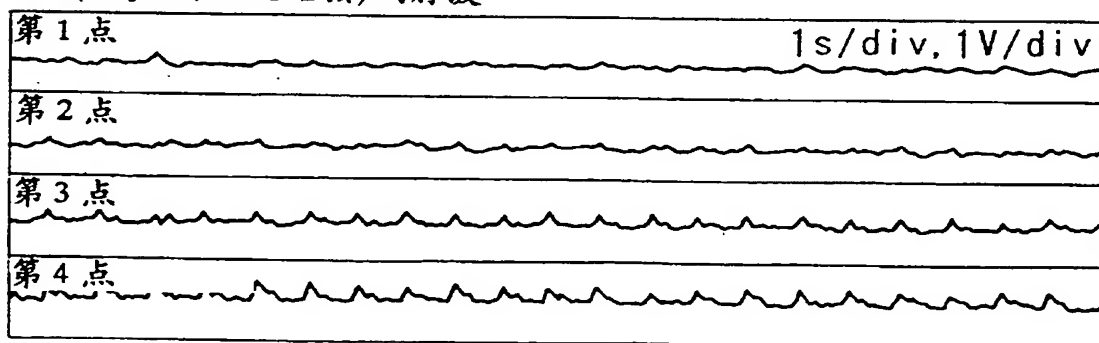


图 6

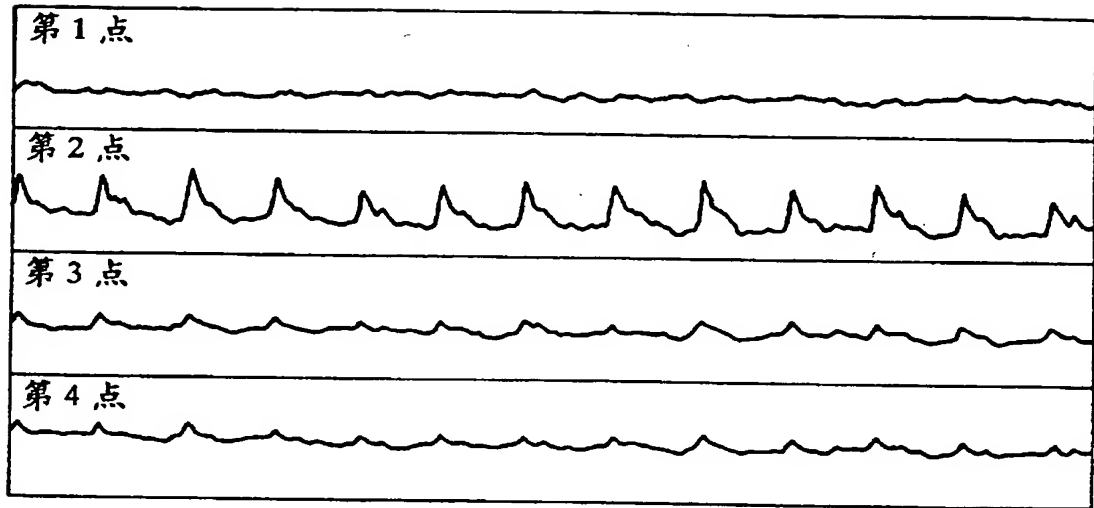


图 7

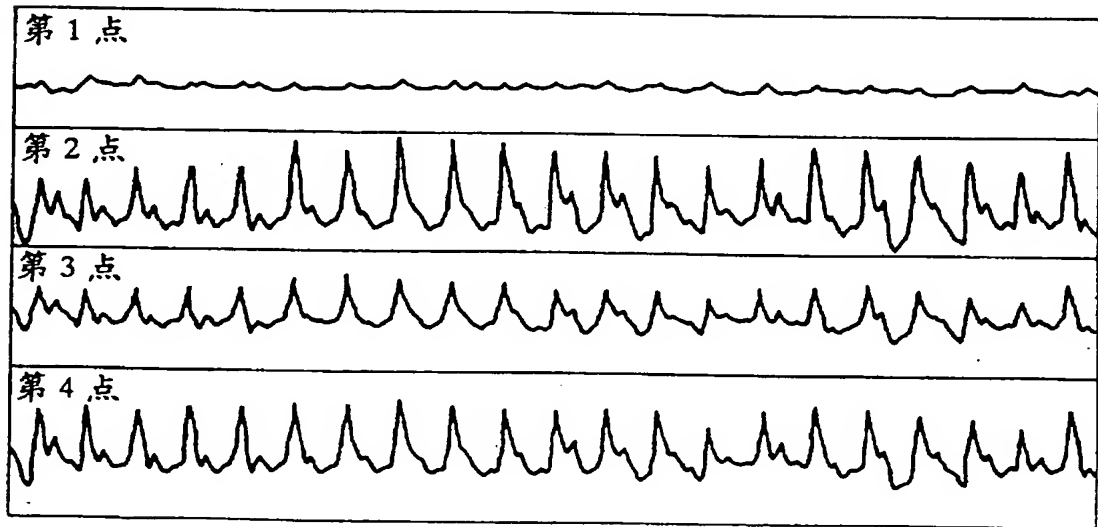


图 8

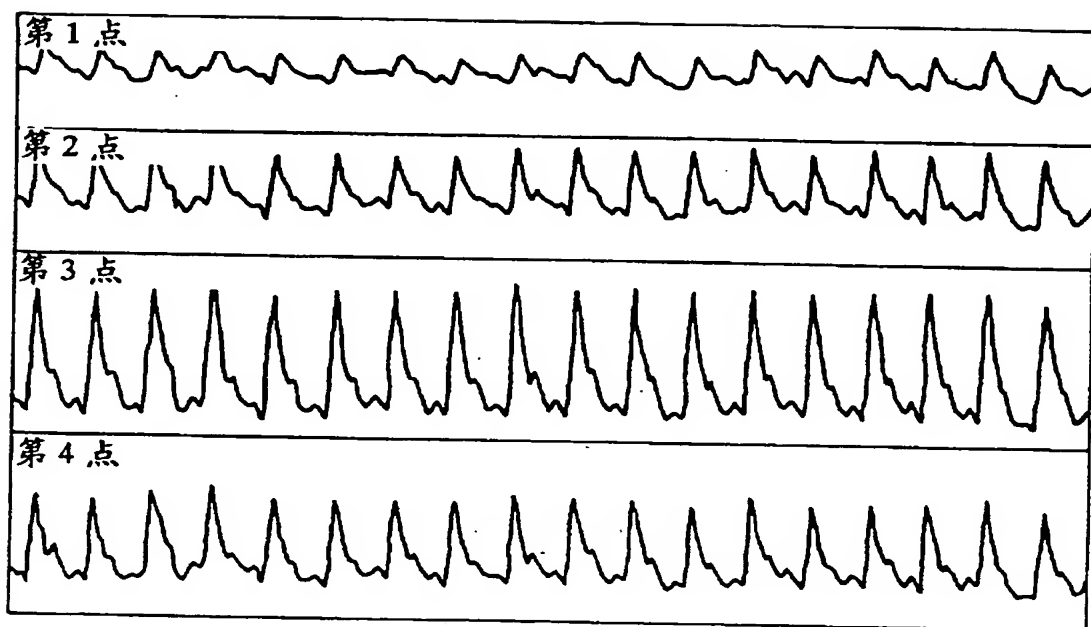
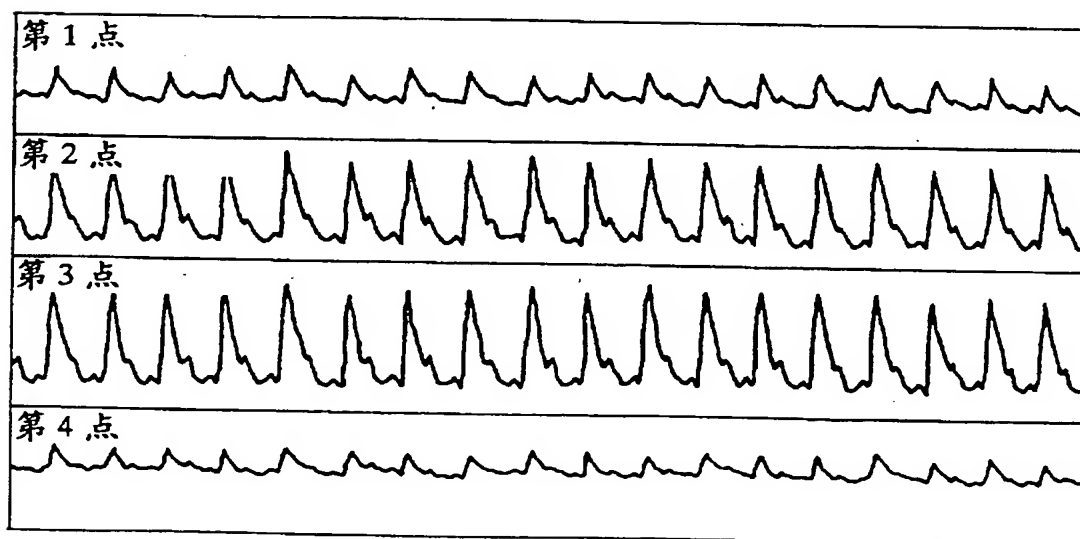


图 9



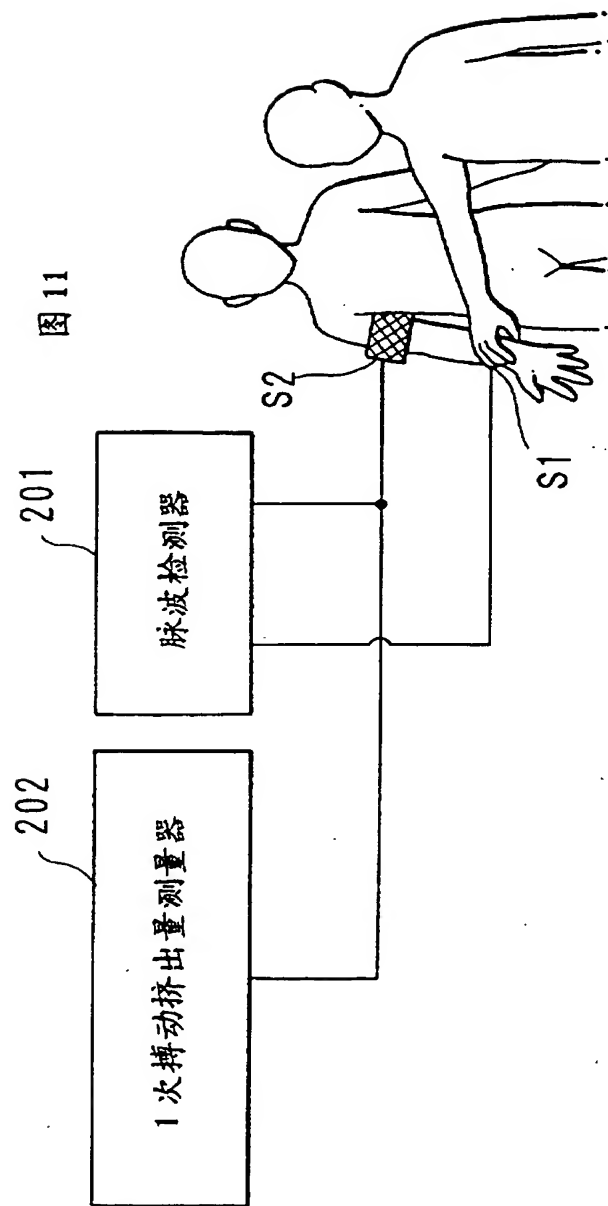
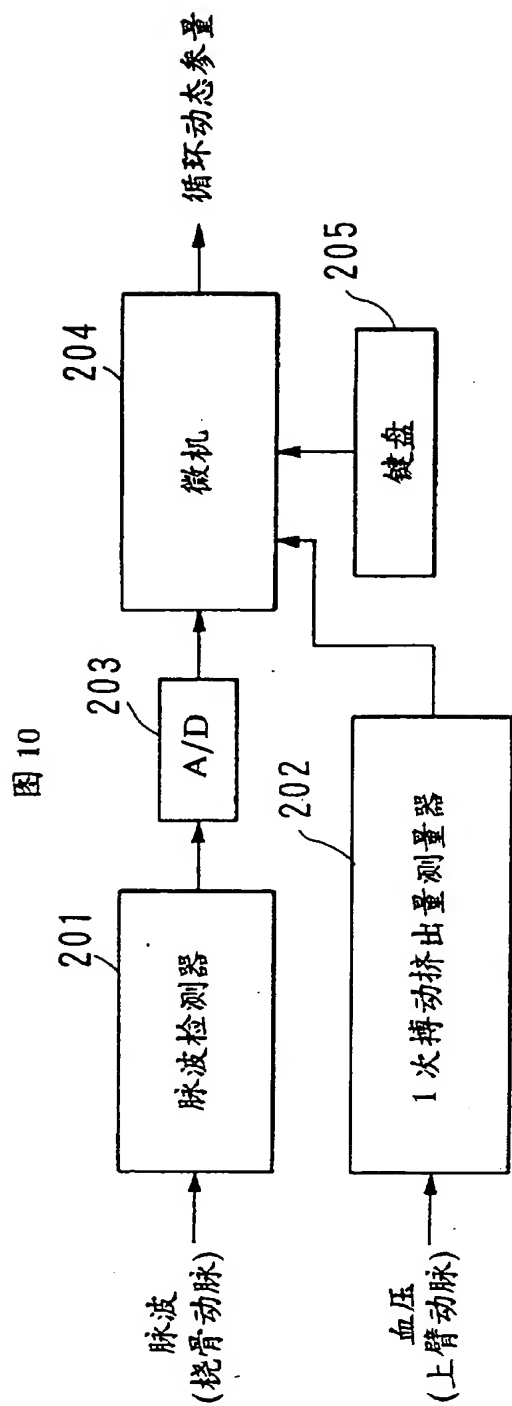


图 12

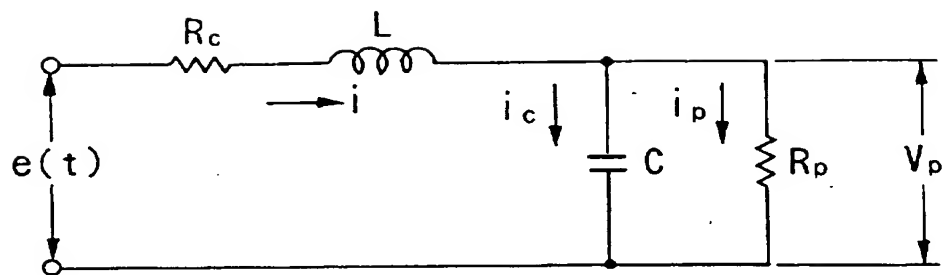


图 13

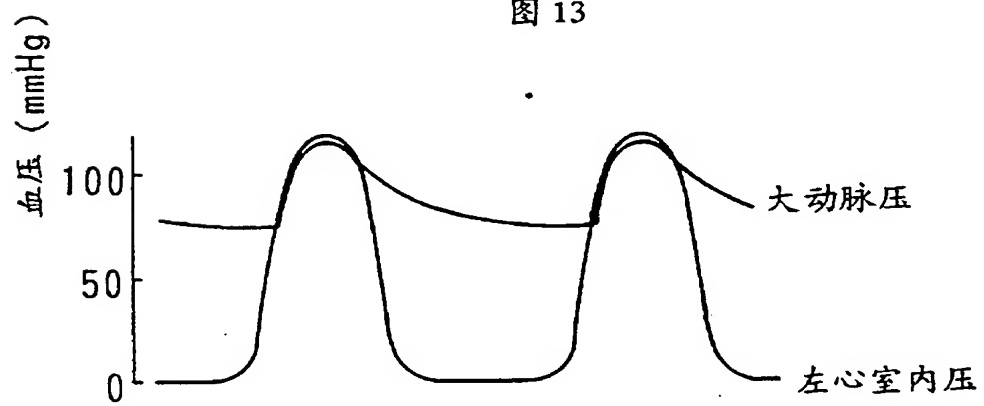


图 14

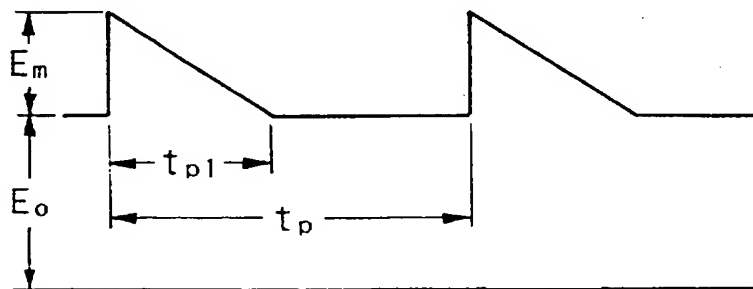


图 15

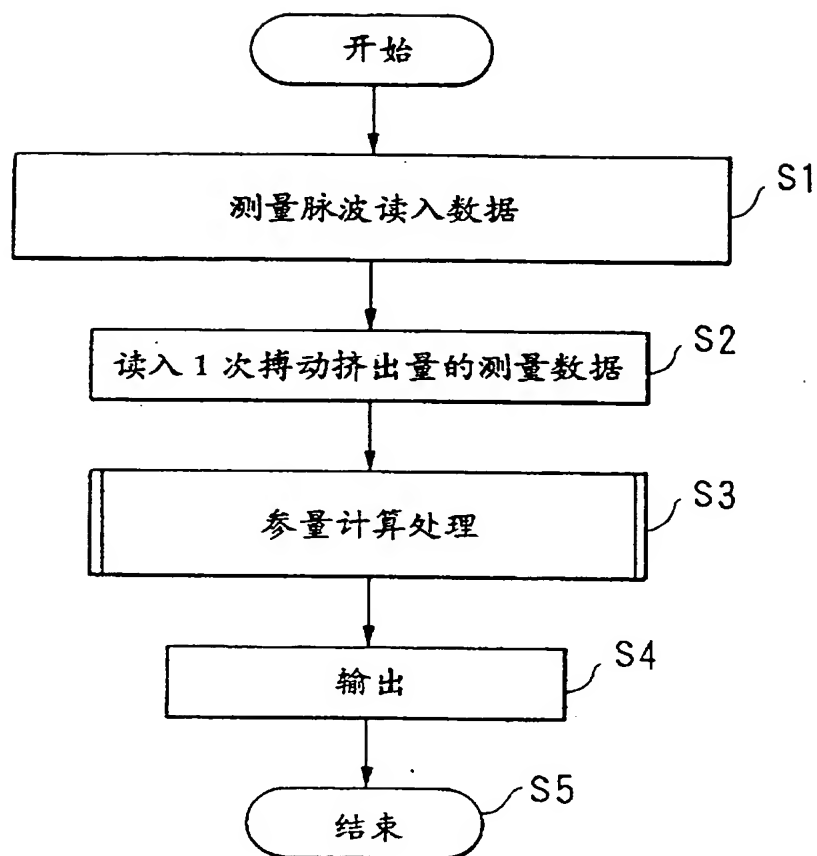


图 16

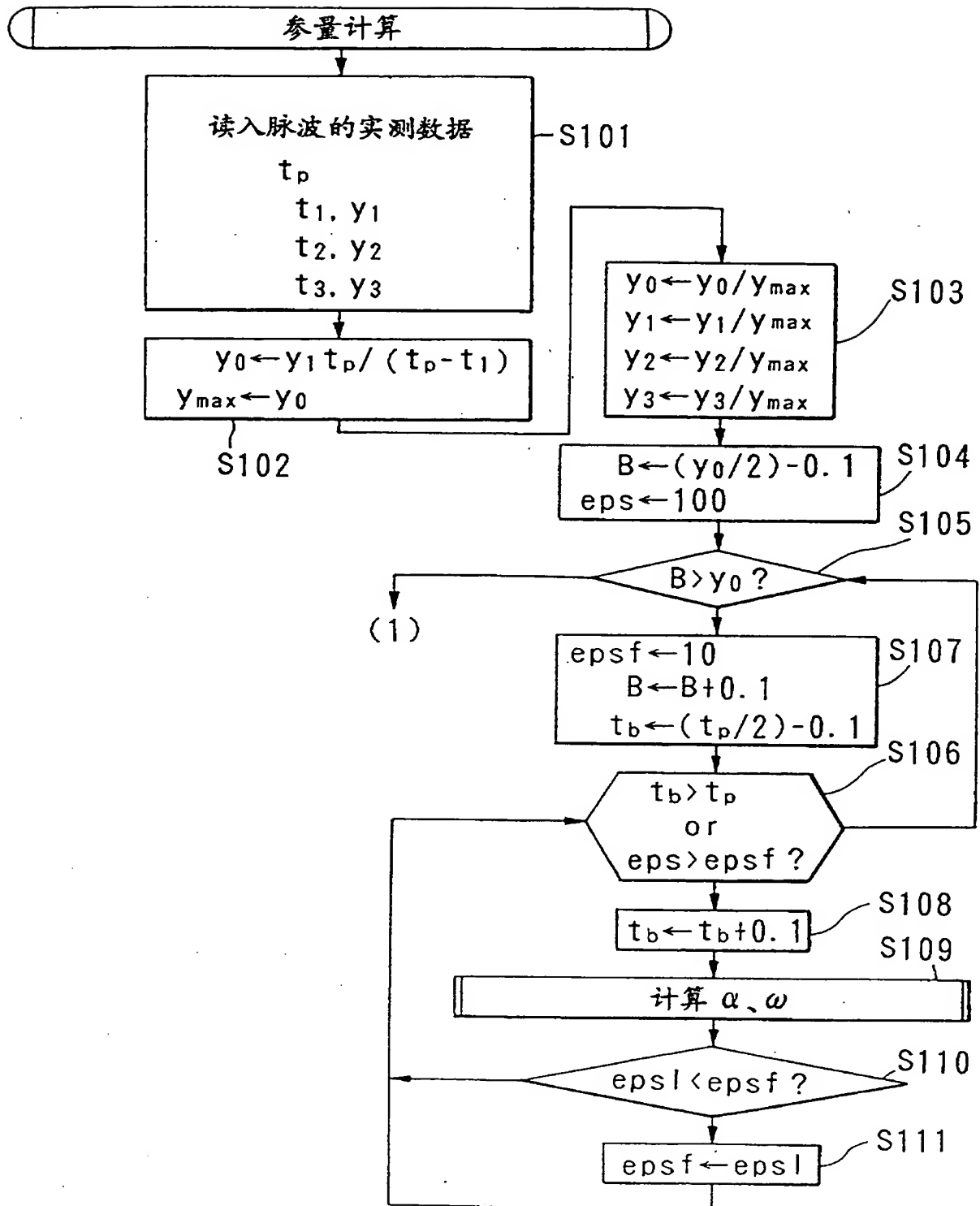


图 17

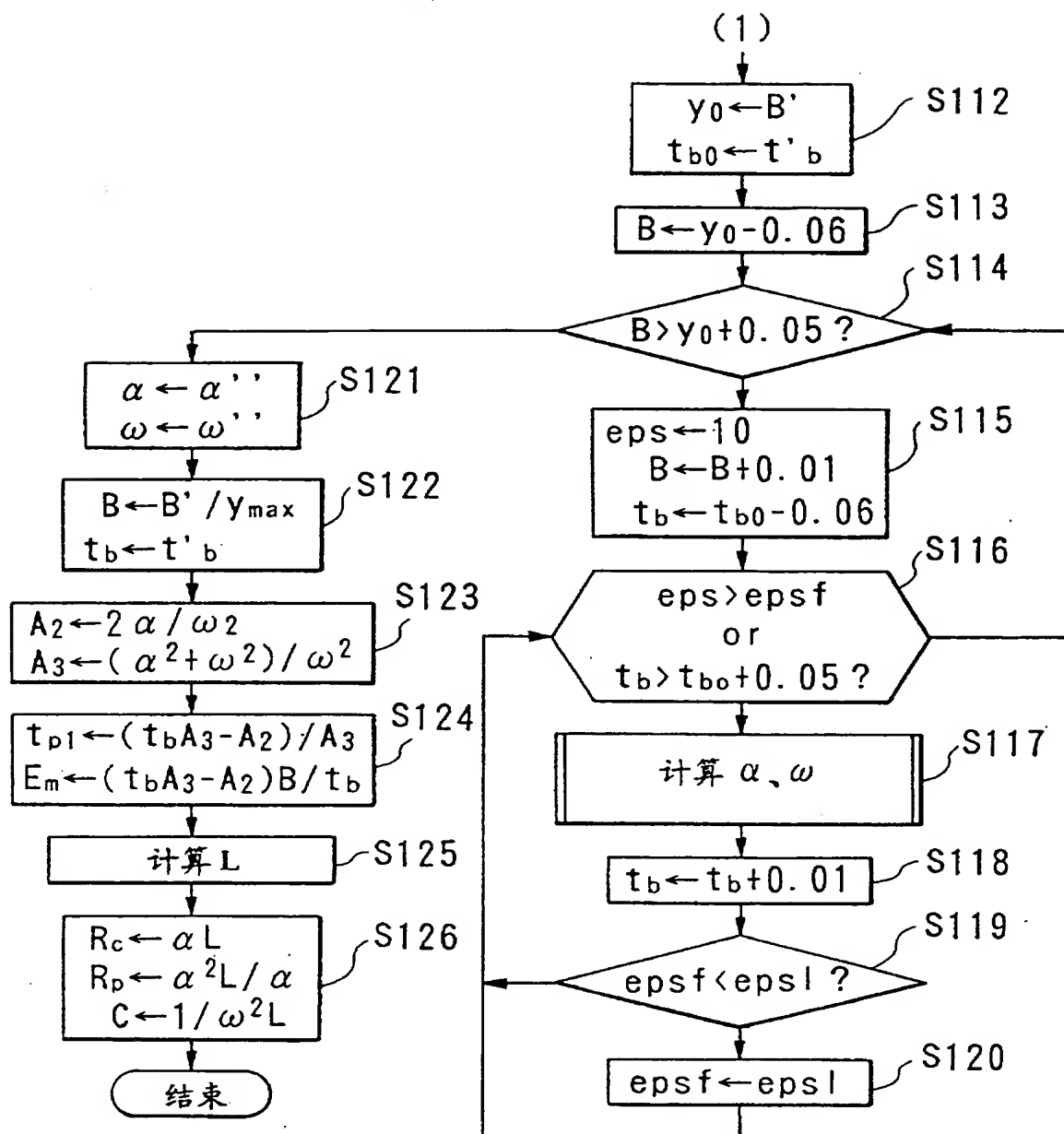


图 18

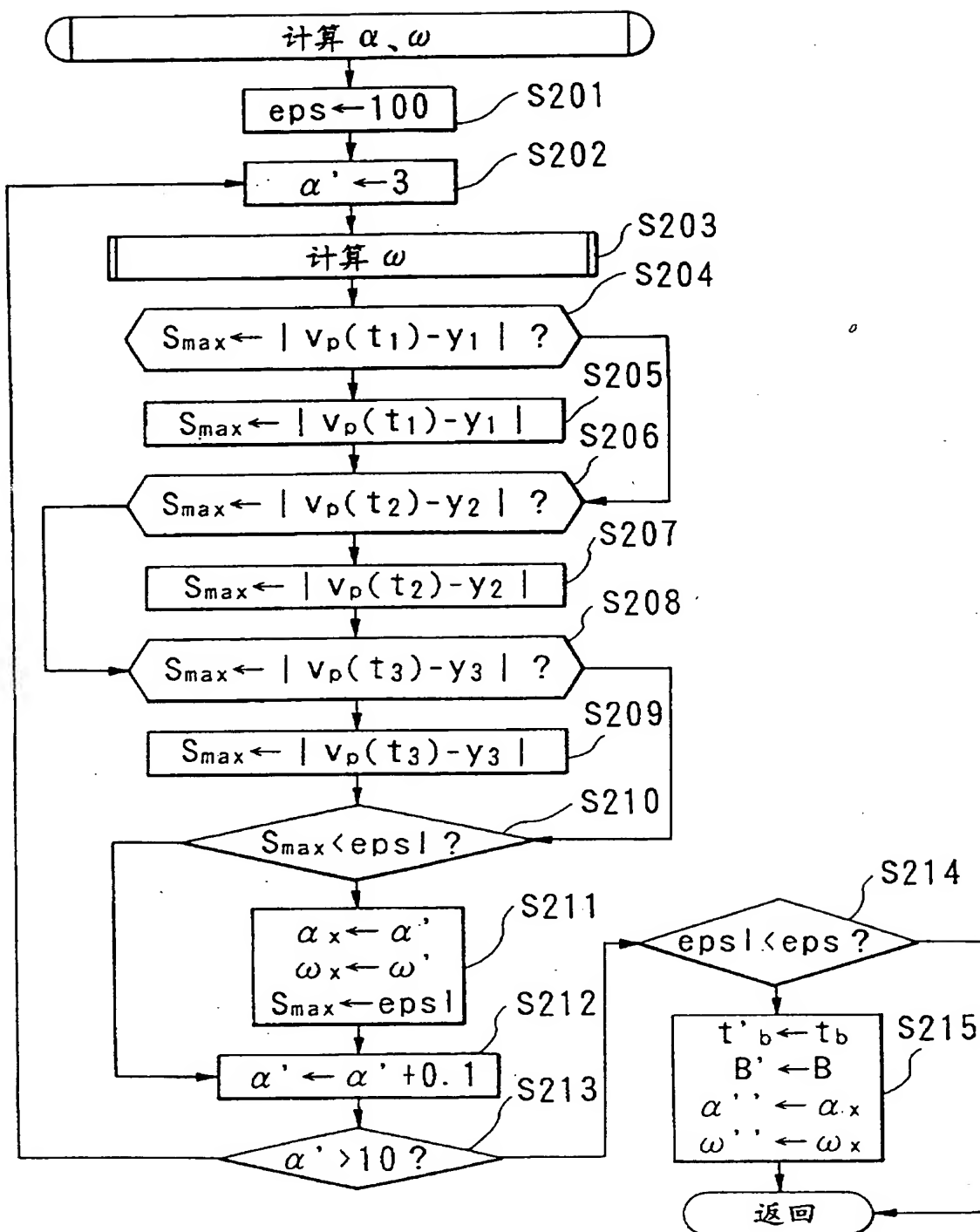


图 19

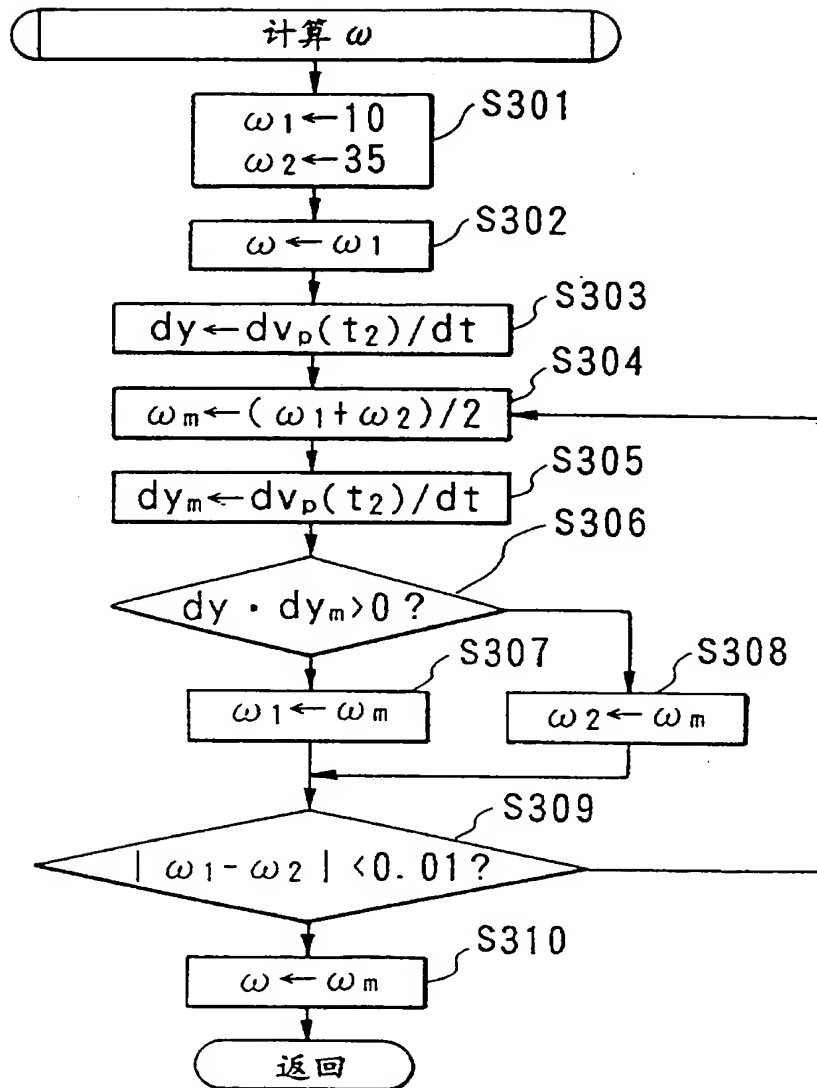


图 20

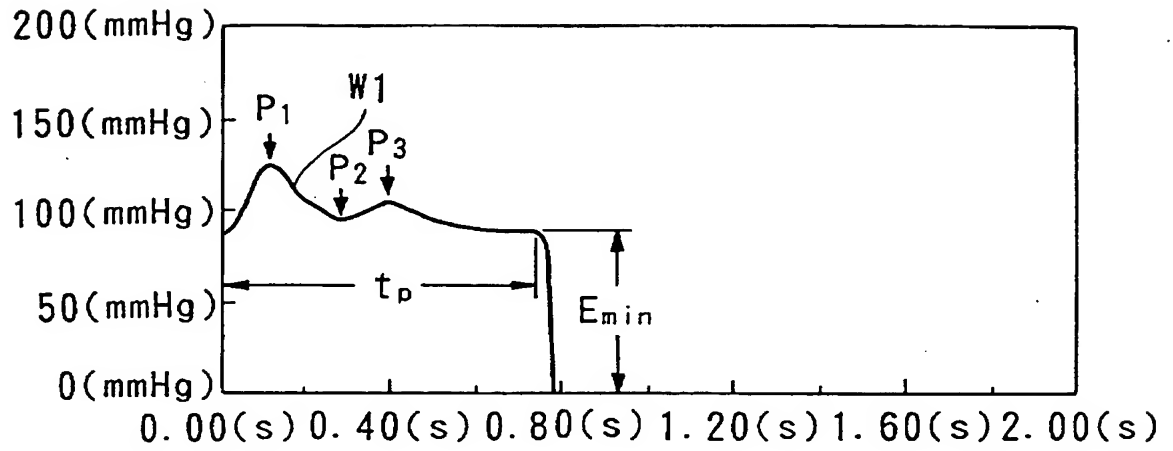


图 21

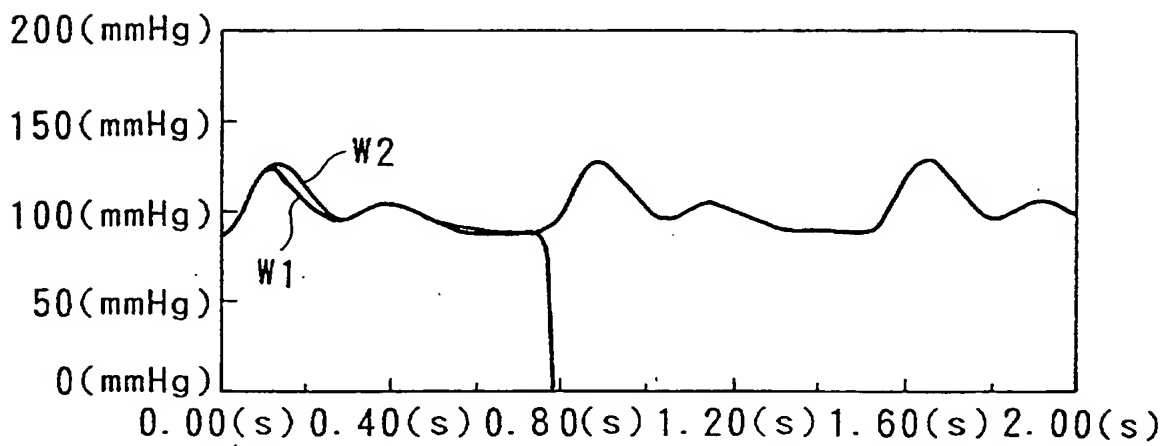


图 22

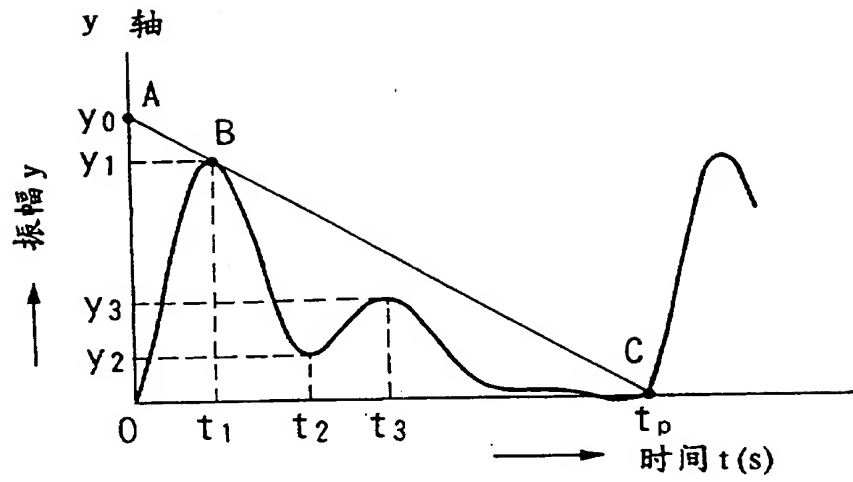


图 23

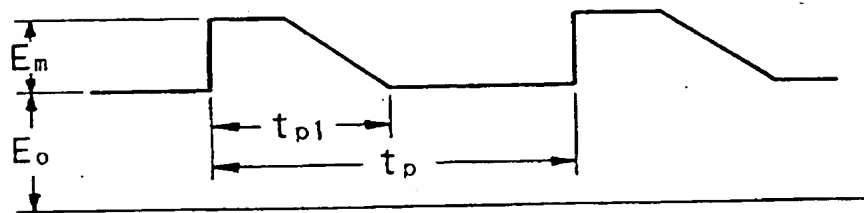


图 24

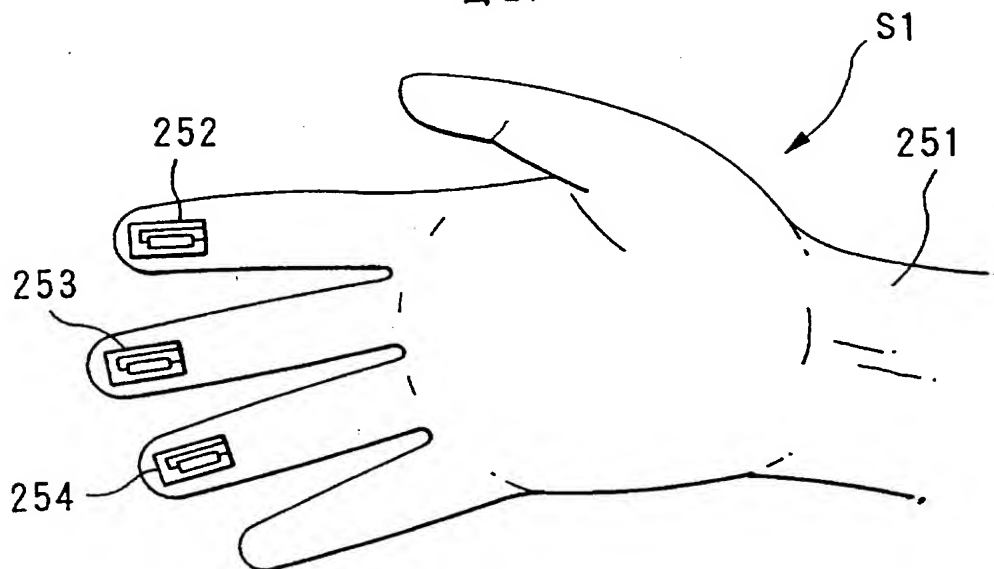


图 25

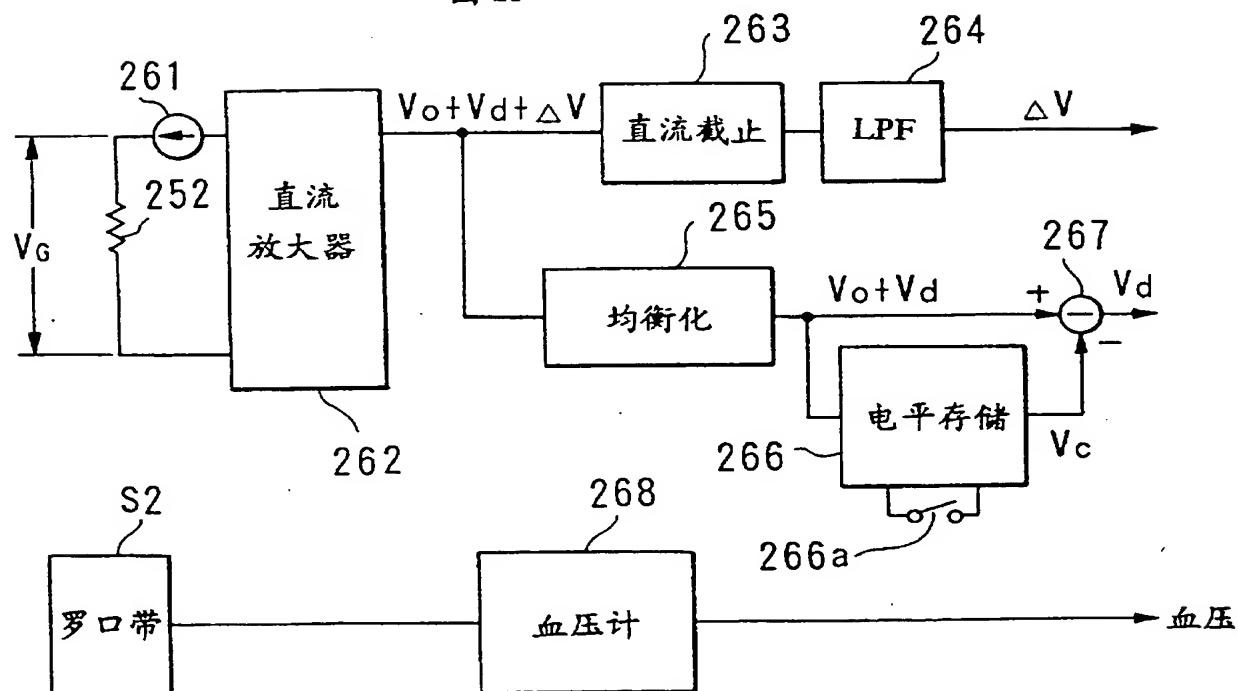


图 26

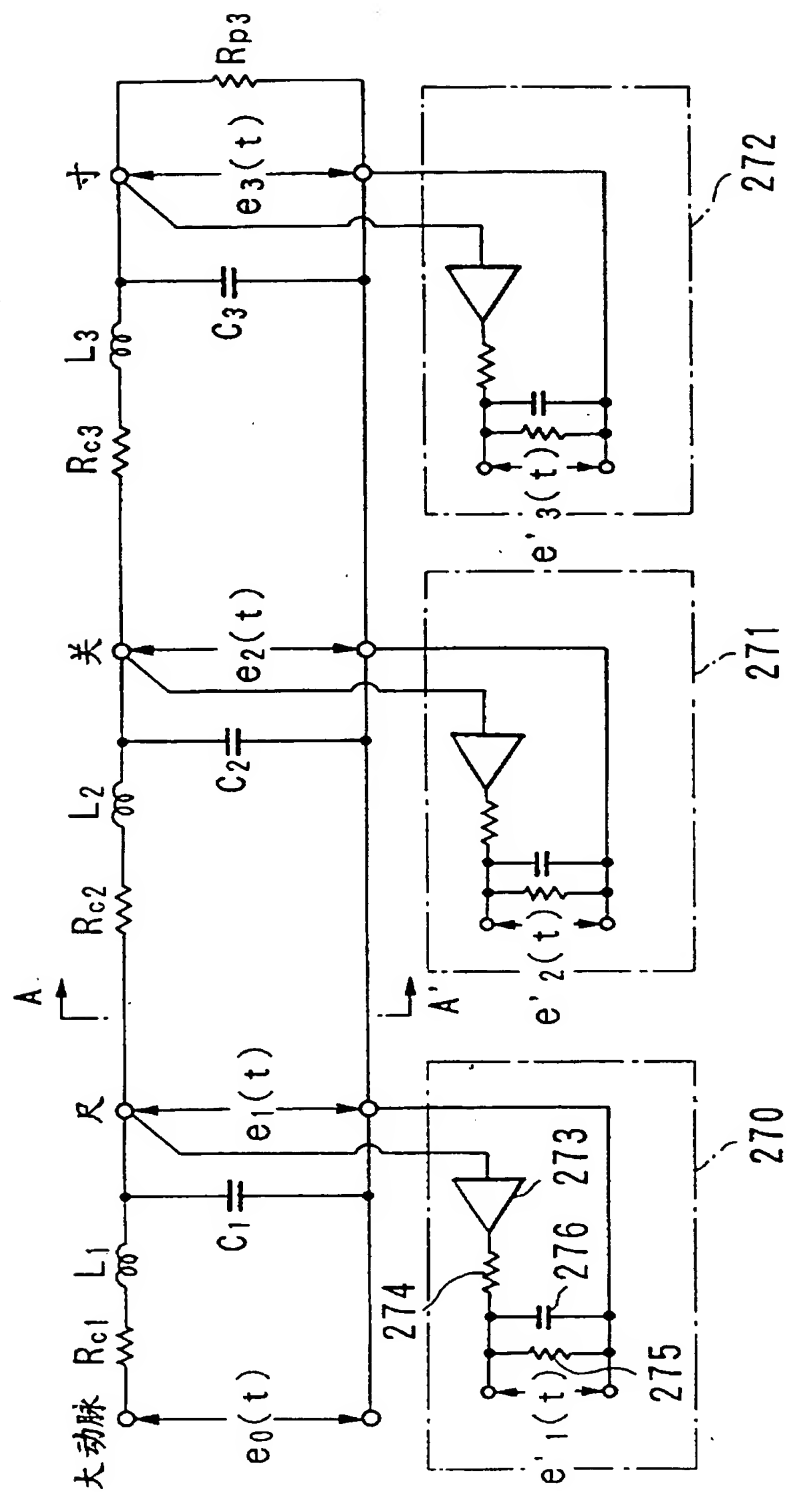


图 27

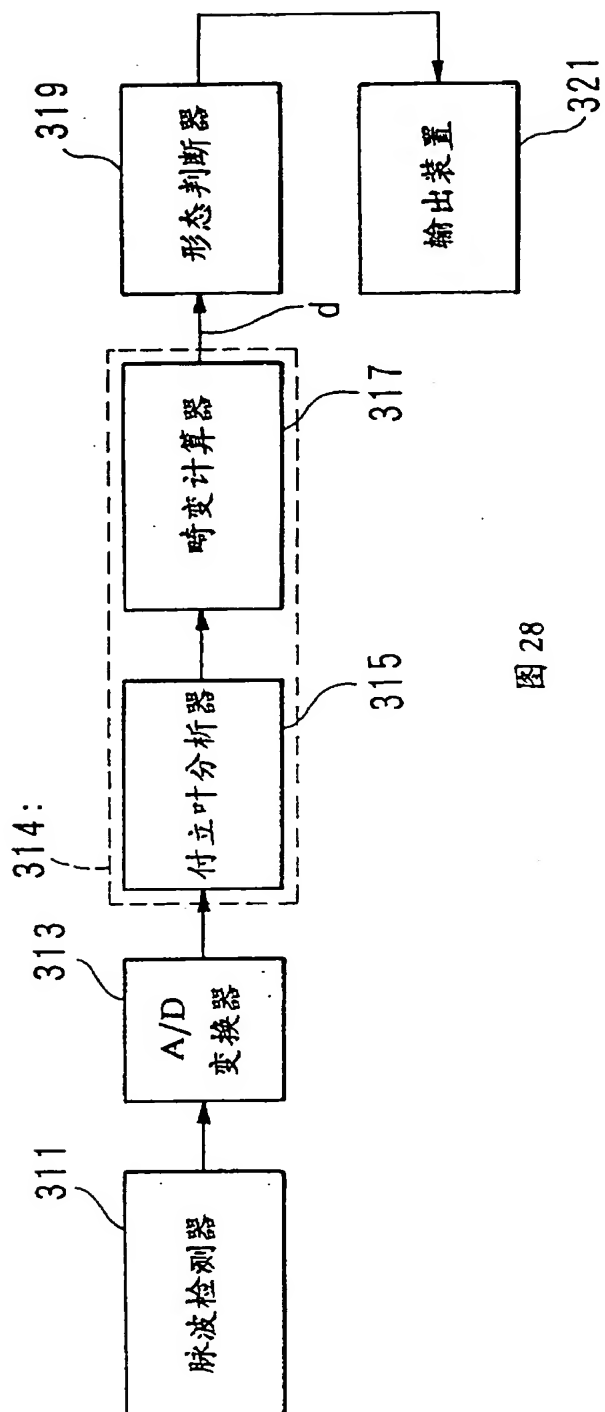


图 28

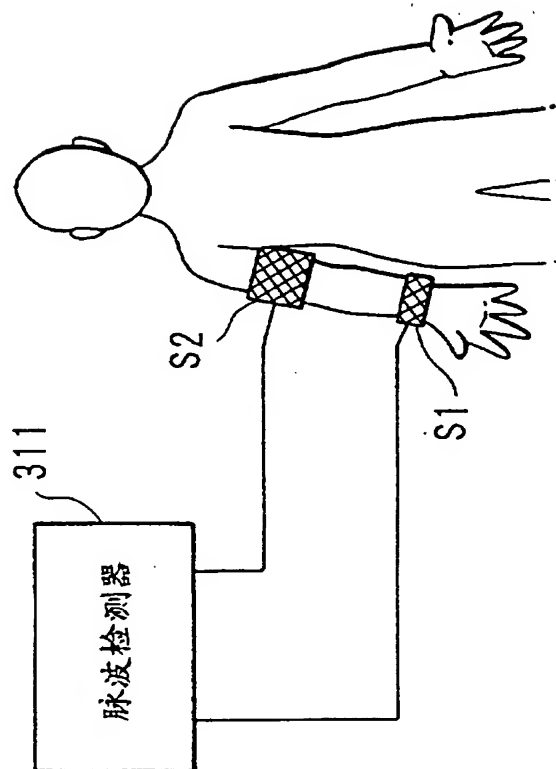


图 29

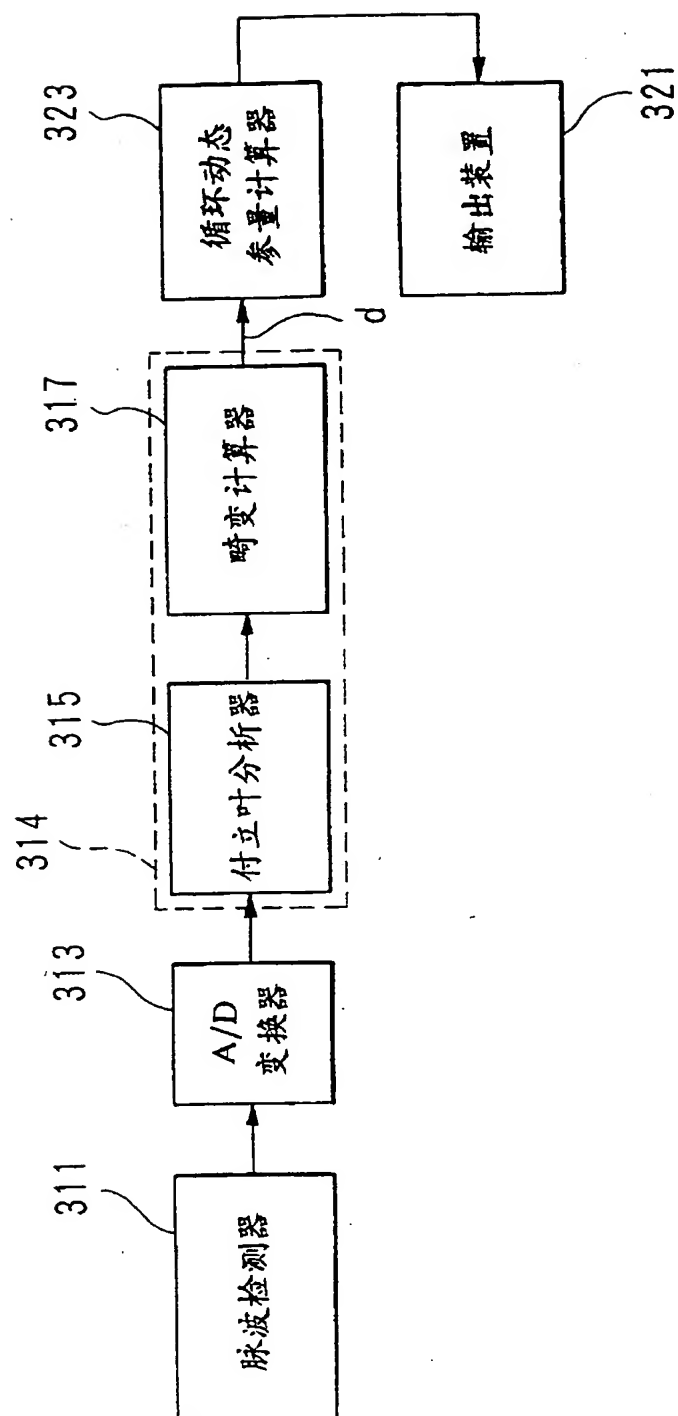


图 31(A)

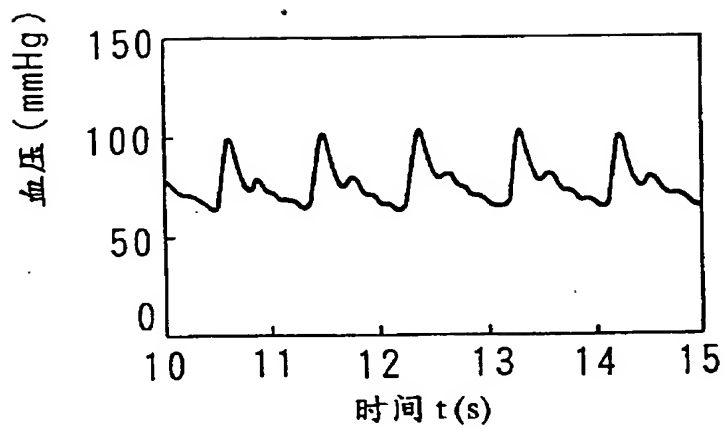


图 31(B)

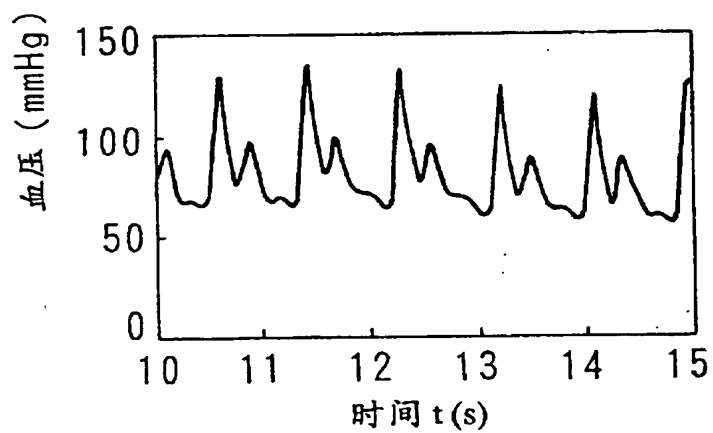


图 31(C)

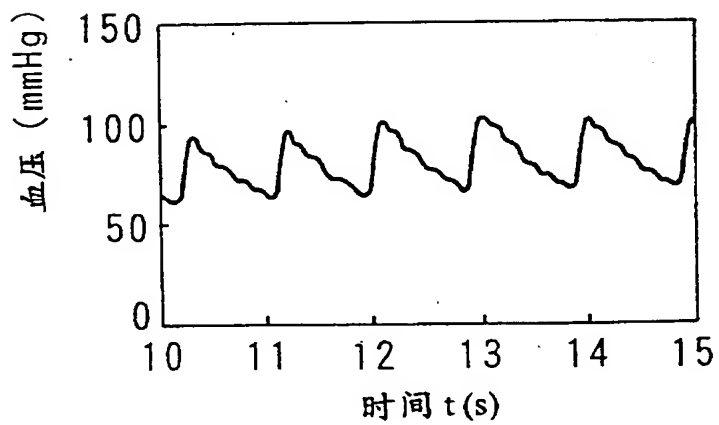


图 32

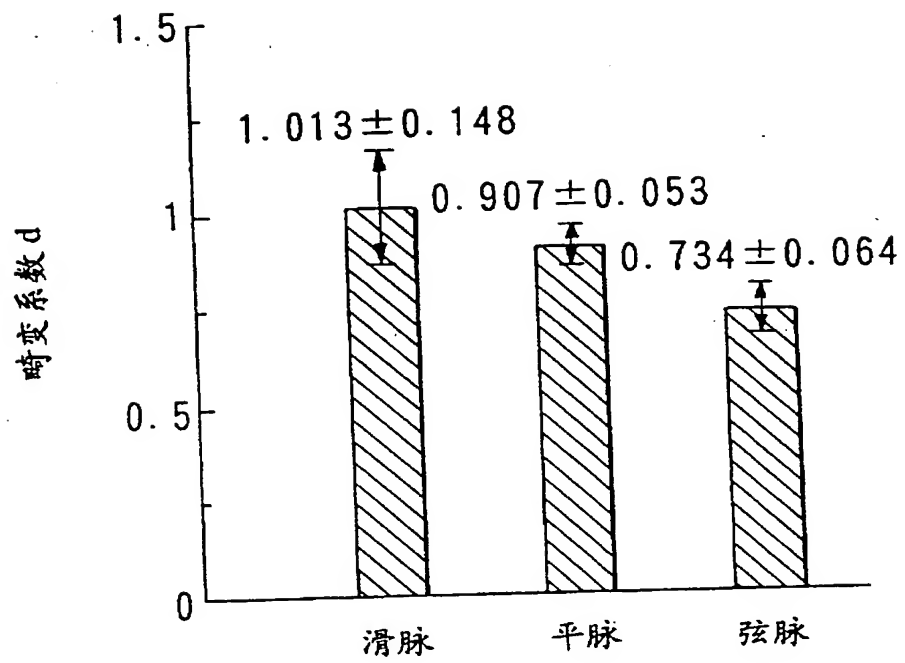


图 33

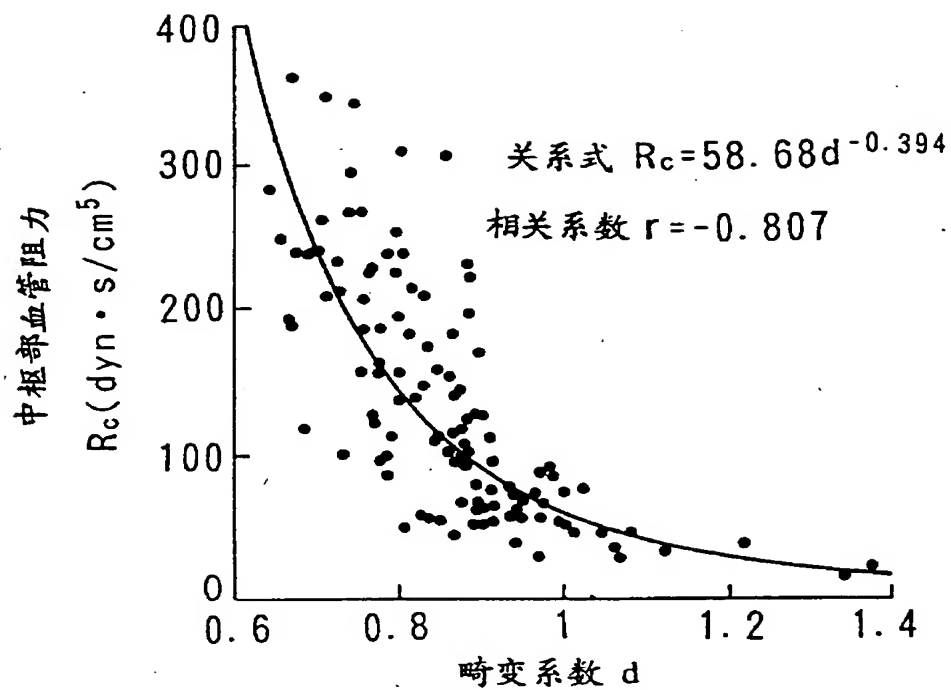


图 34

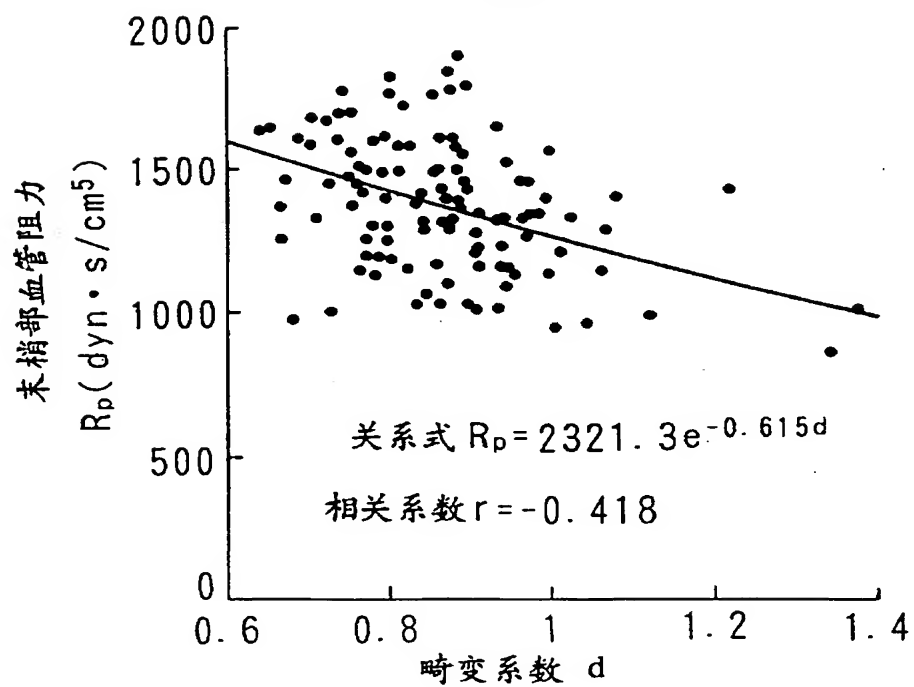


图 35

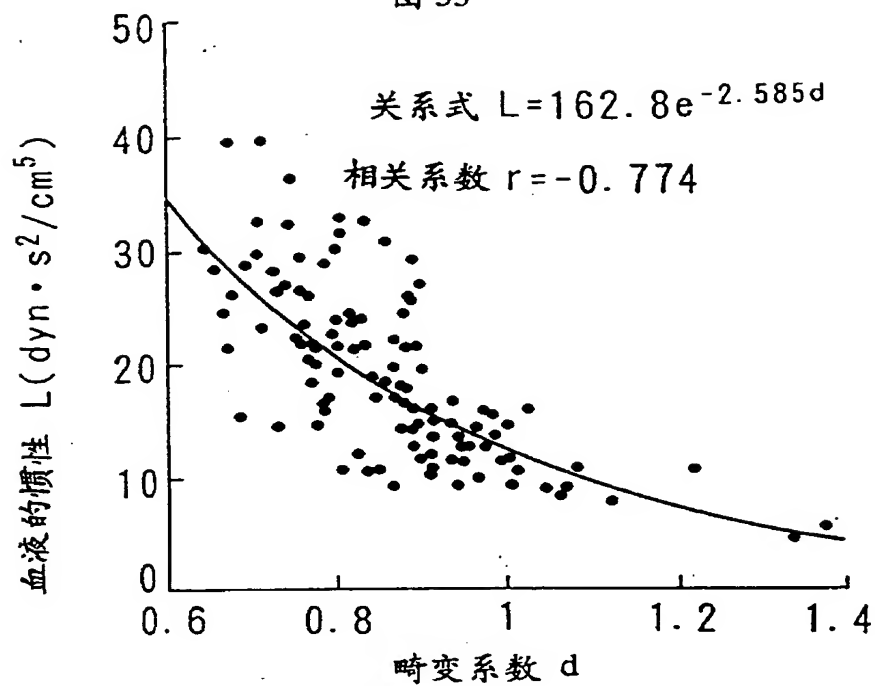


图 36

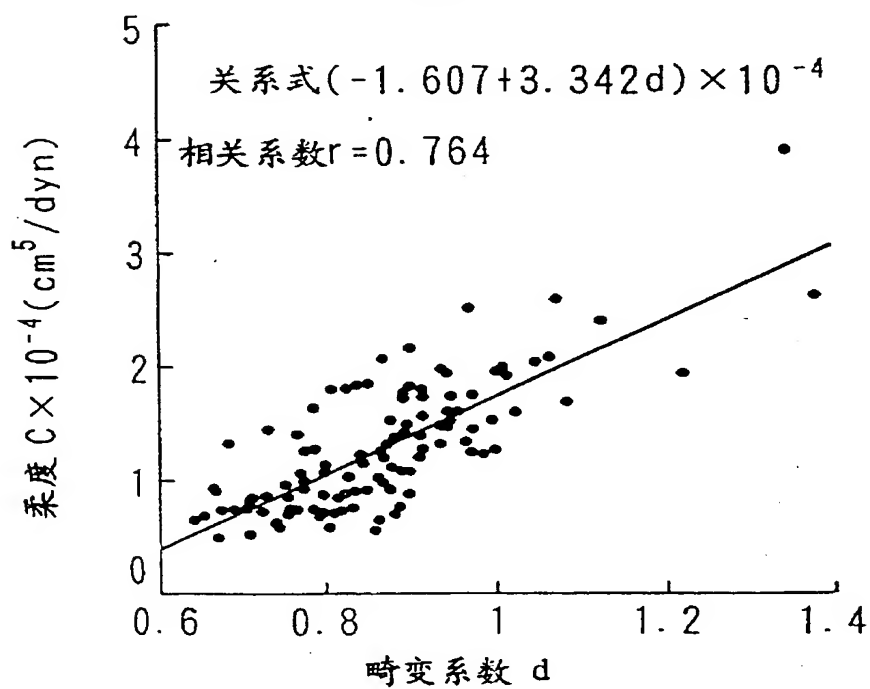


图 37

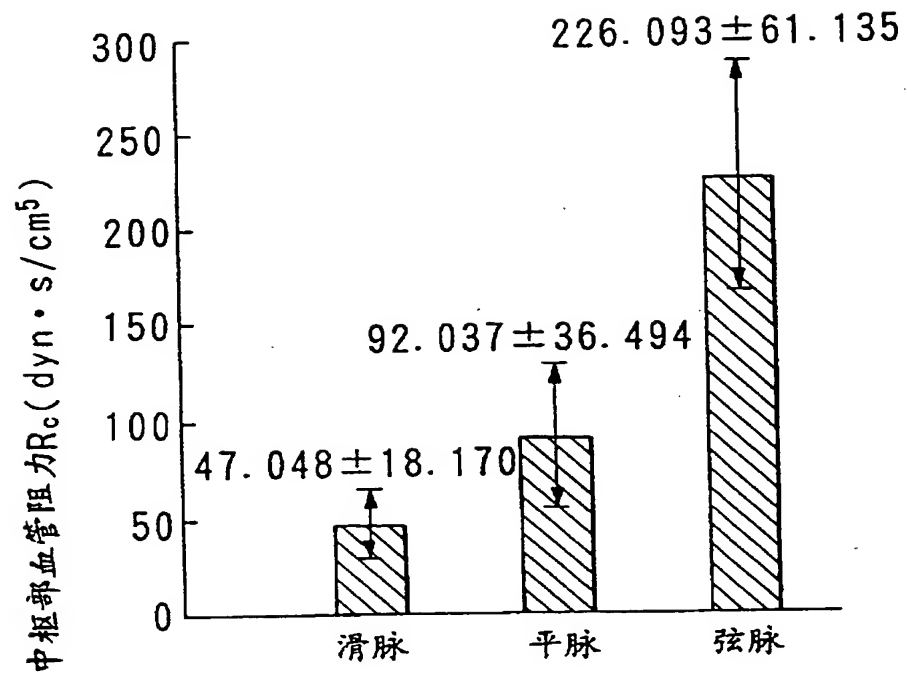


图 38

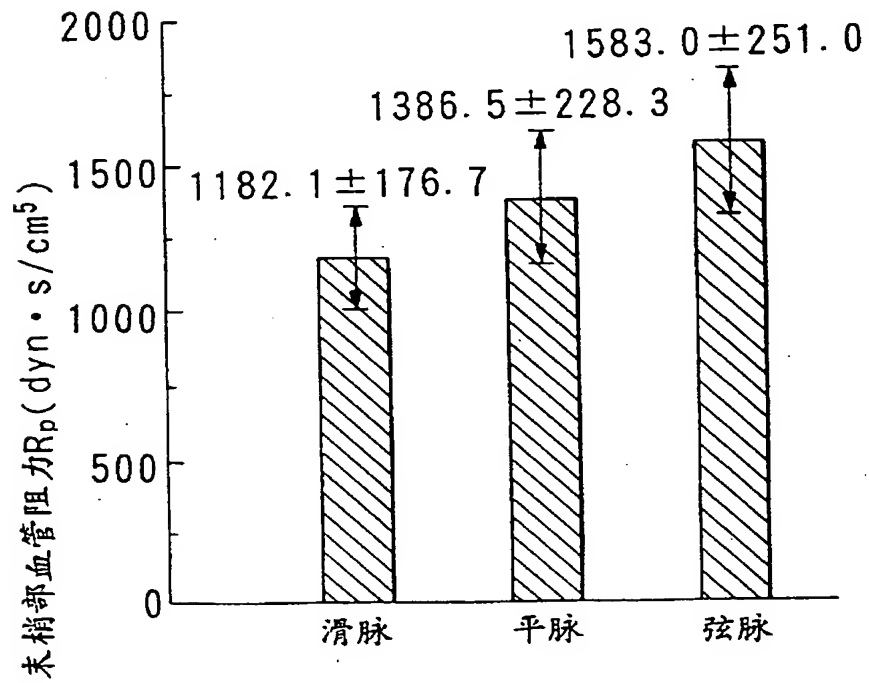


图 39

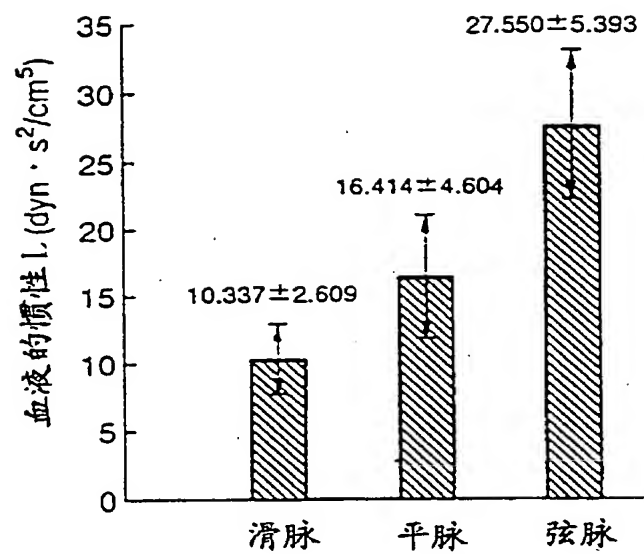


图 40

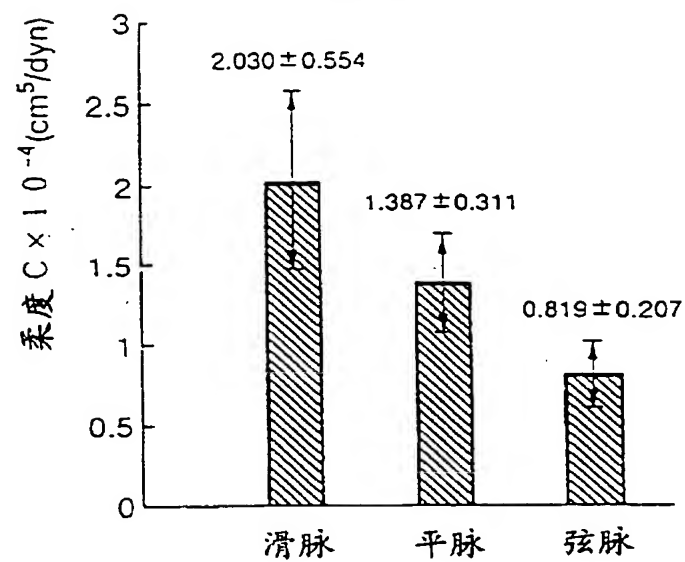


图 41

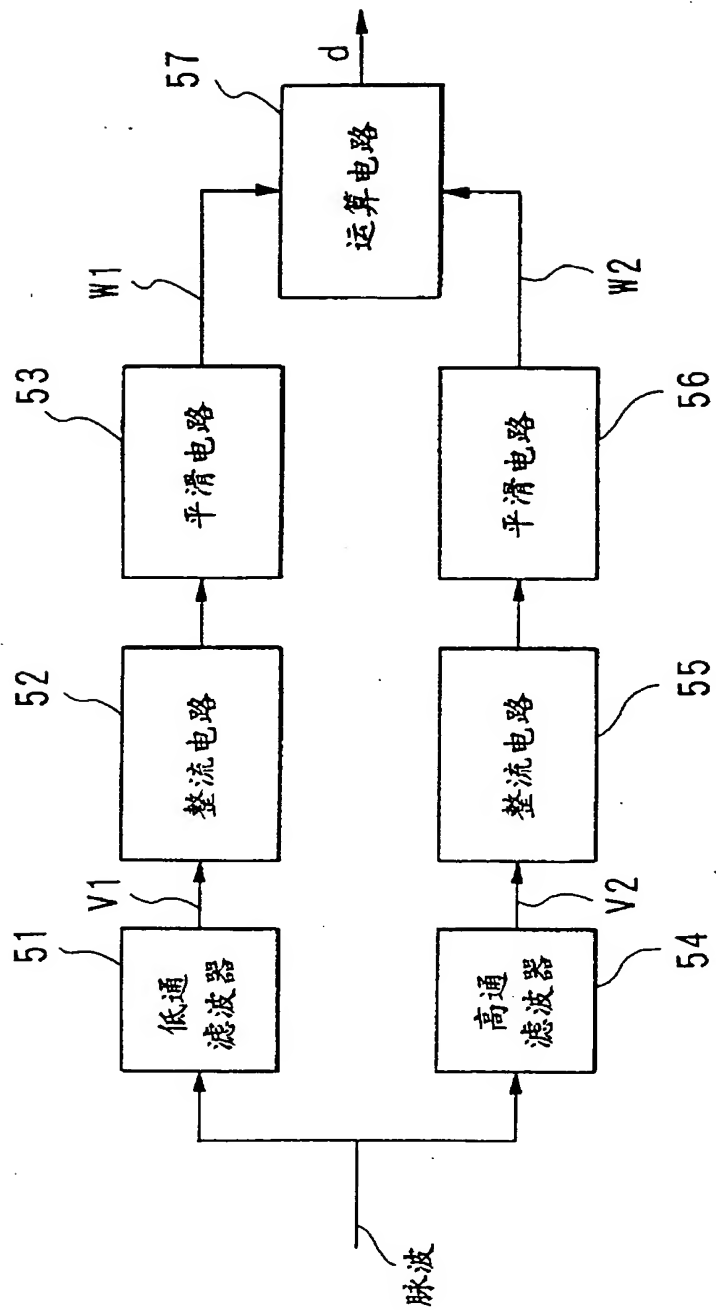


图 42

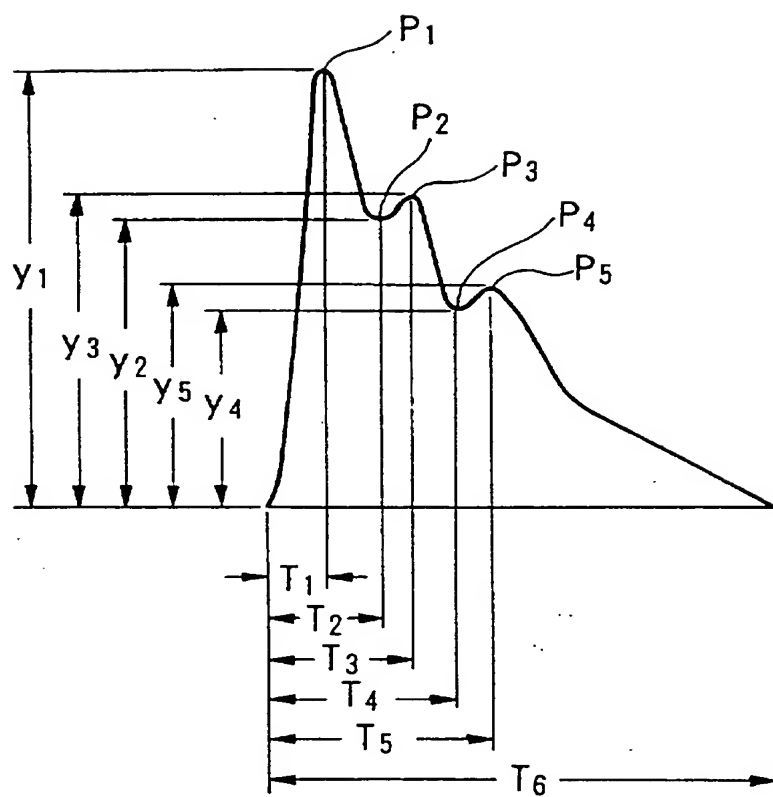


图 43

身心疲劳度问诊表

询问你最近的身心状态		请在适当的地方画“○”			
		0	1	2	3
1	晚上睡不好	1 (没有	有时	大体上	经常)
2	心扑通扑通地跳	2 (没有	有时	大体上	经常)
3	容易累、浑身无力	3 (没有	有时	大体上	经常)
4	头痛	4 (没有	有时	大体上	经常)
5	手脚麻木	5 (没有	有时	大体上	经常)
6	出冷汗	6 (没有	有时	大体上	经常)
7	有伤风感觉	7 (没有	有时	大体上	经常)
8	胸痛、胸部不舒服	8 (没有	有时	大体上	经常)
9	做事艰难	9 (没有	有时	大体上	经常)
		总计得分数 ()			

以总计得分数为身心疲劳度

图 44

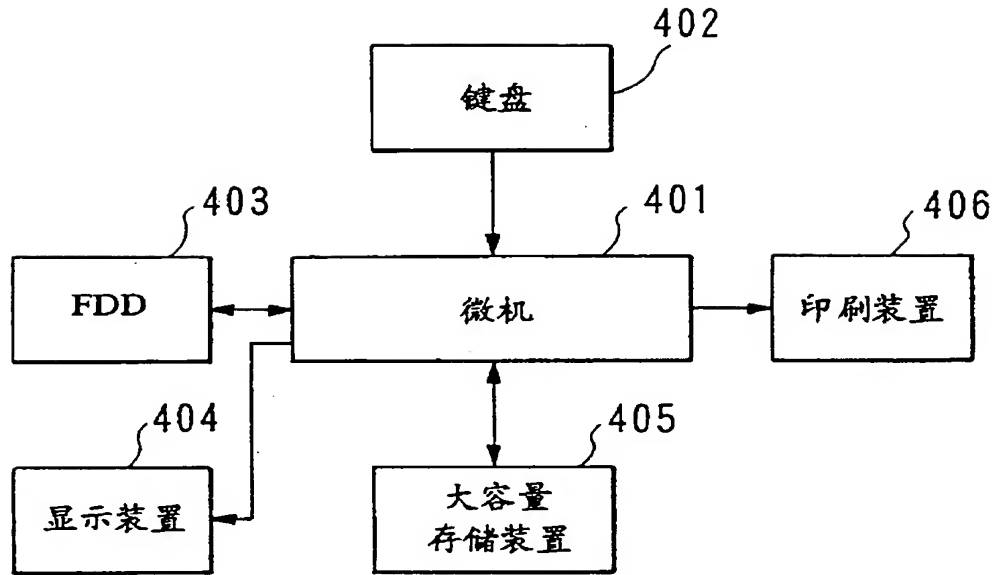
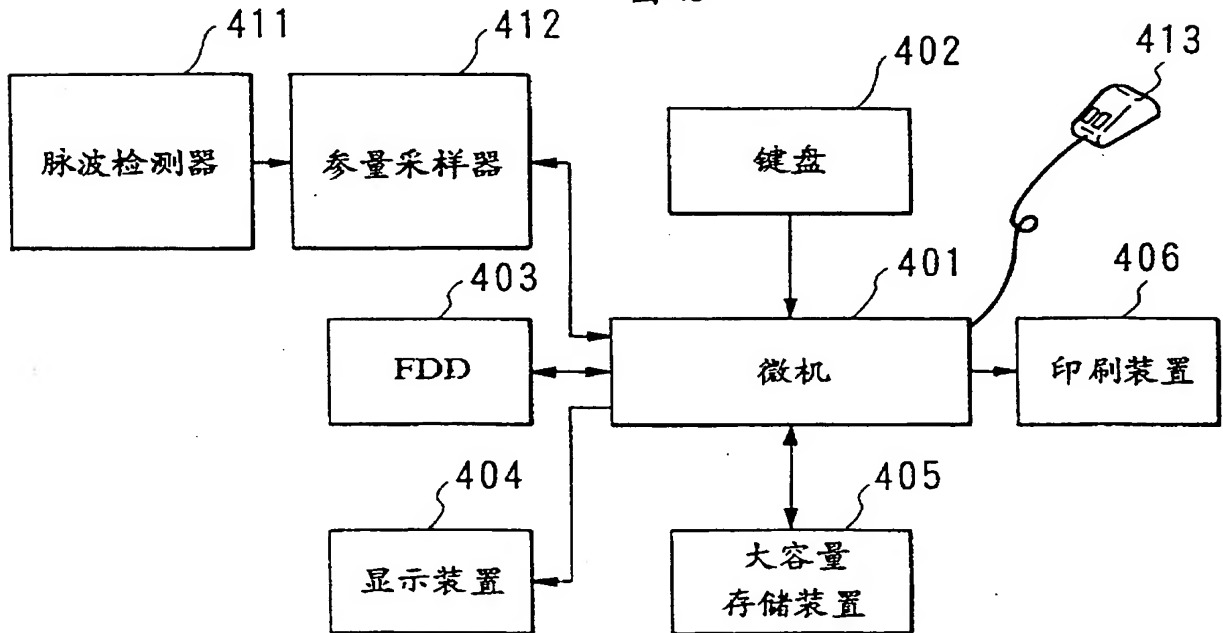


图 45



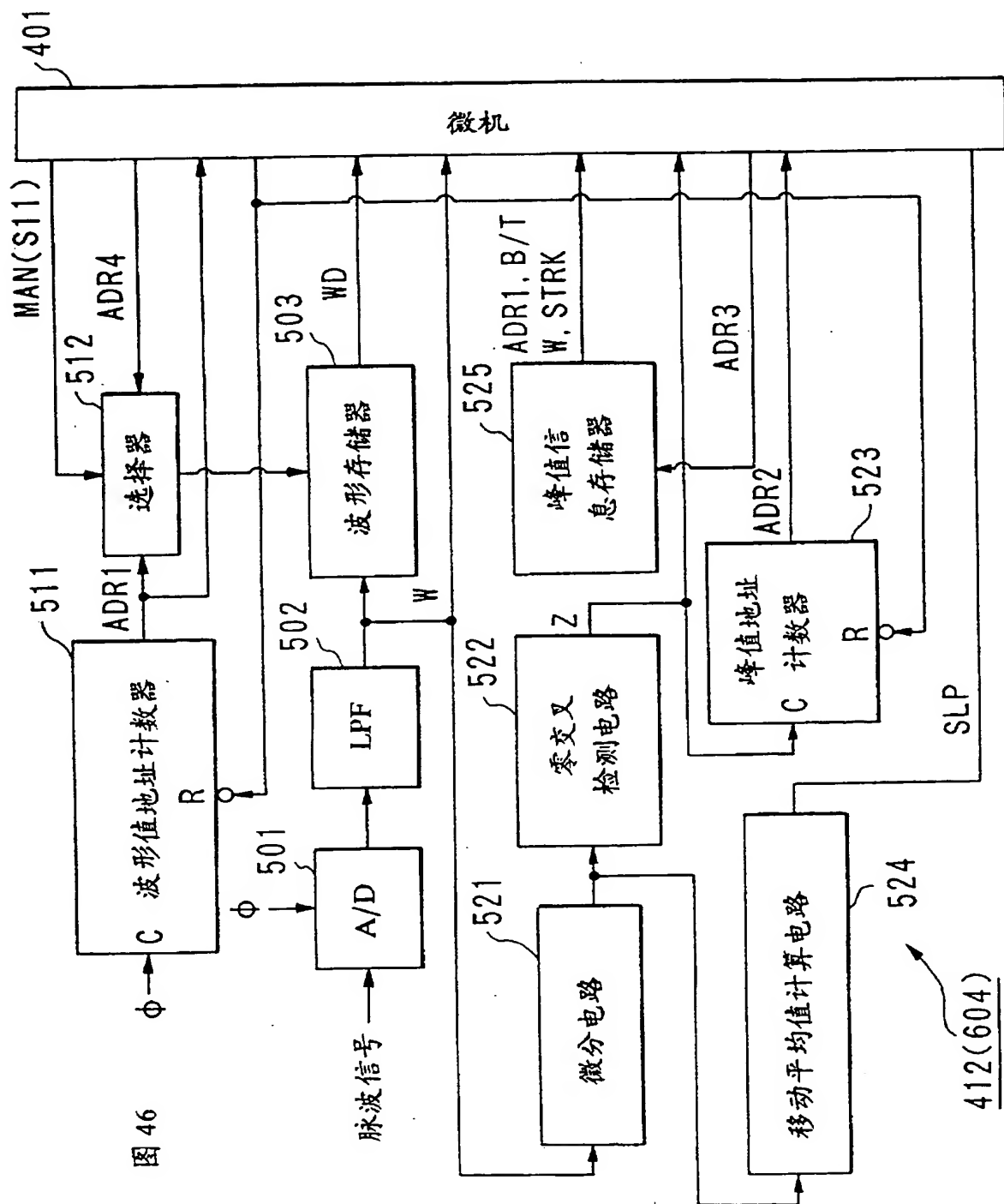


图 47

峰值地址	ADR3	0	1	2	3	4
波形值地址	ADR1					
峰值种类	B/T					
波形值	W					
冲击	STRK					
斜率信息	SLP					

峰值信息

图 48

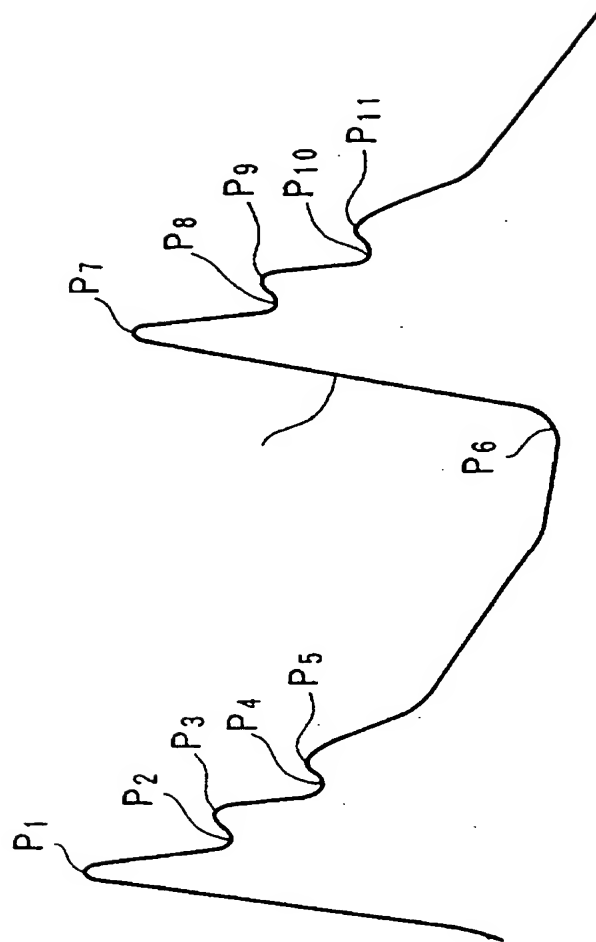


图 49

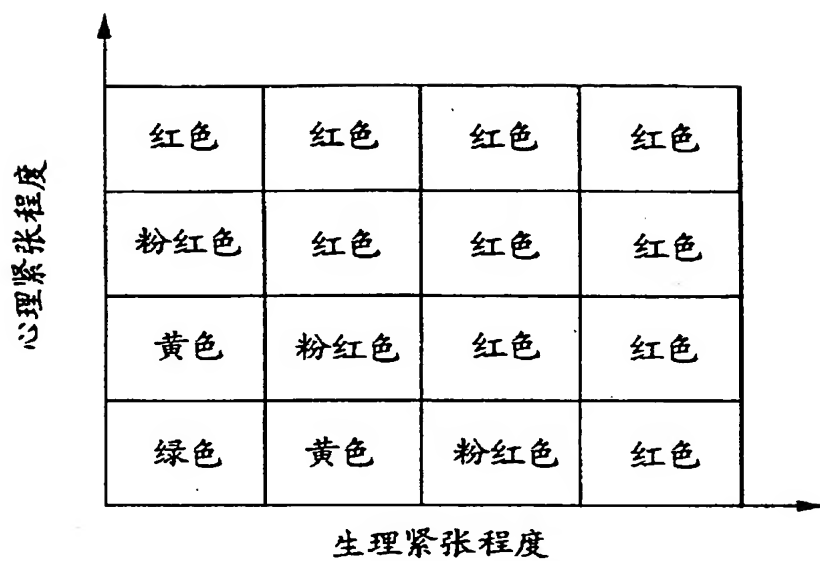


图 50

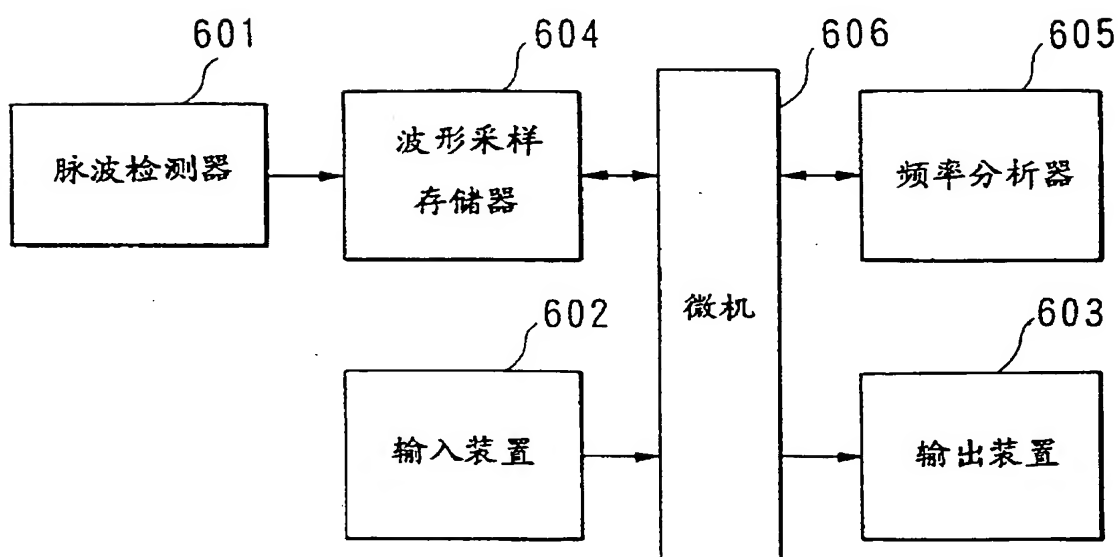


图 51

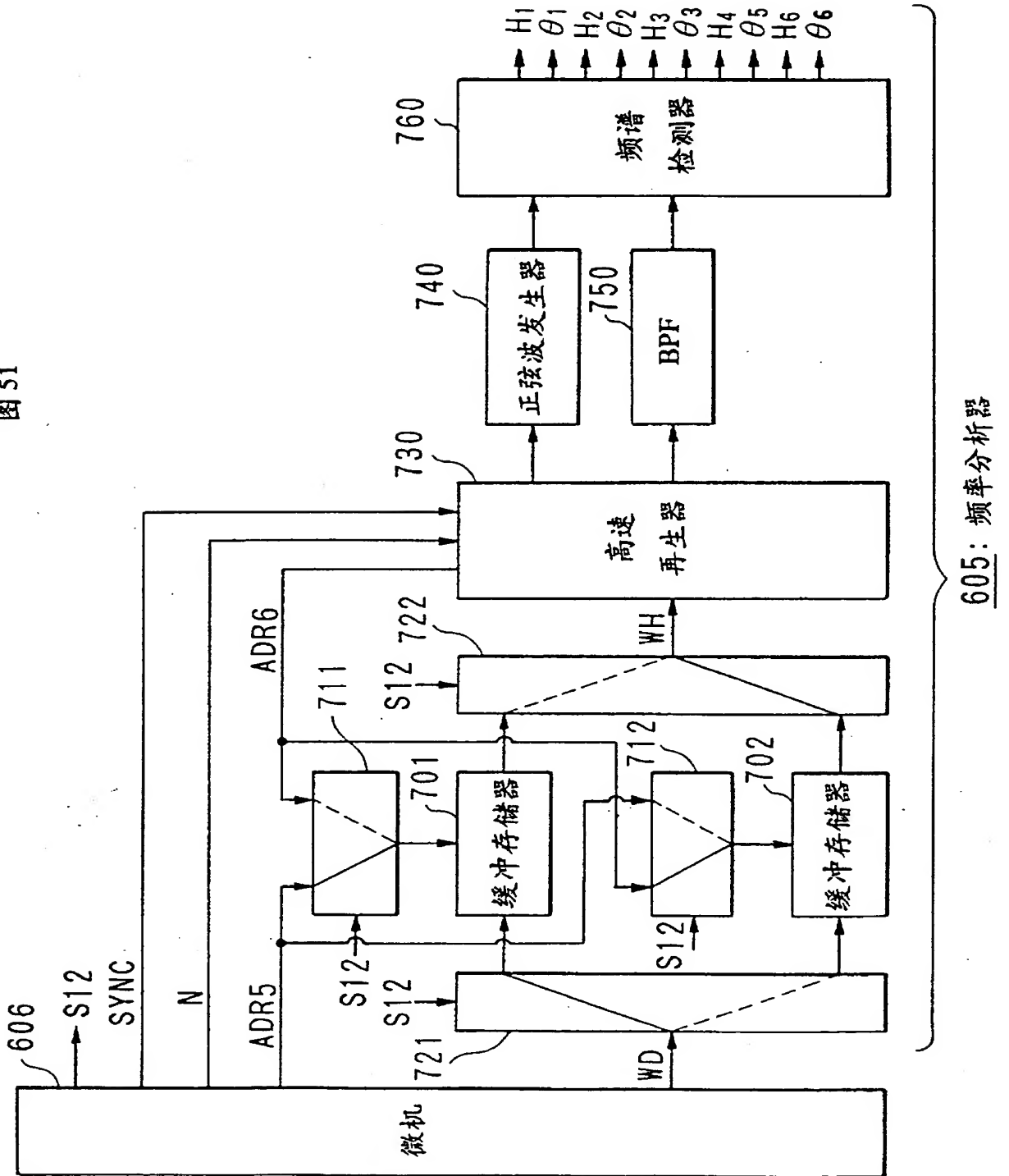


图 52

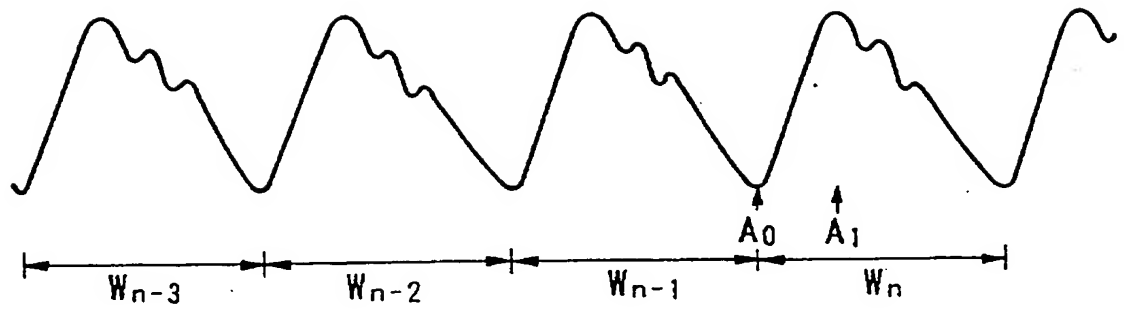


图 53

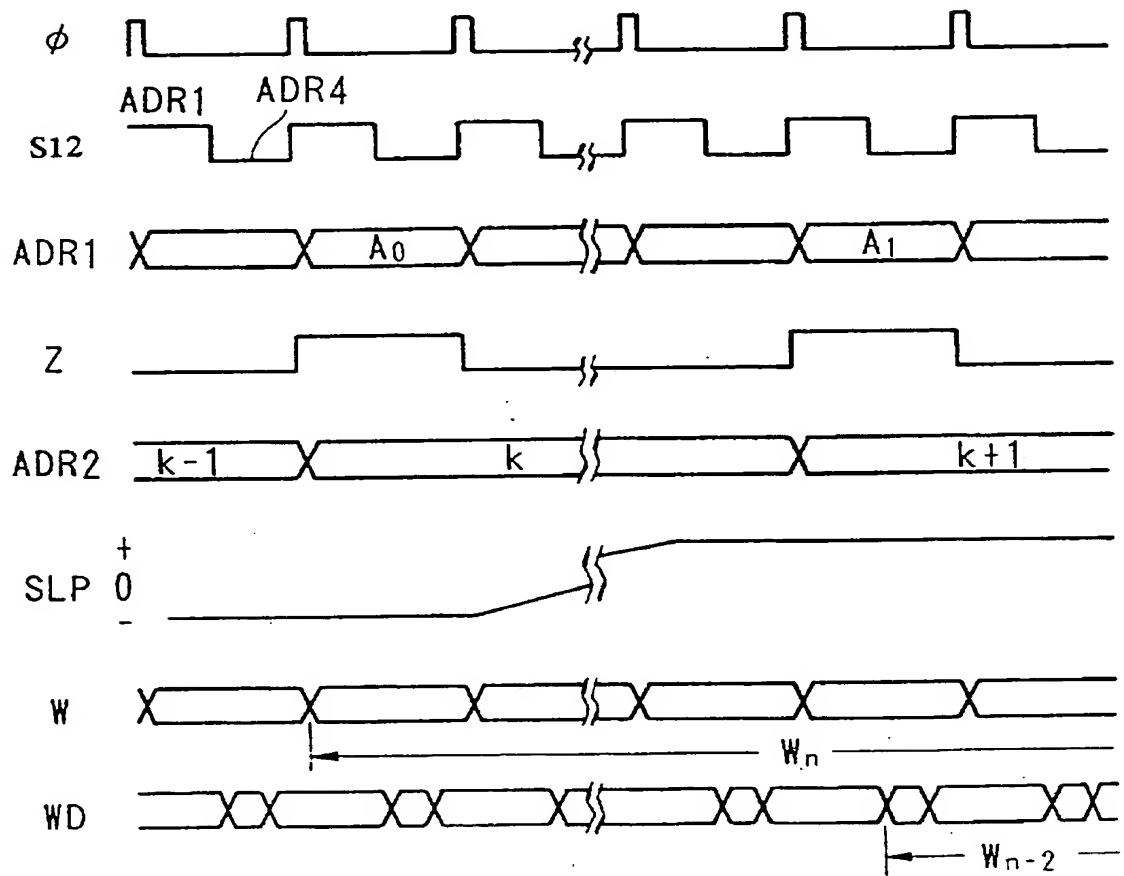


图 54

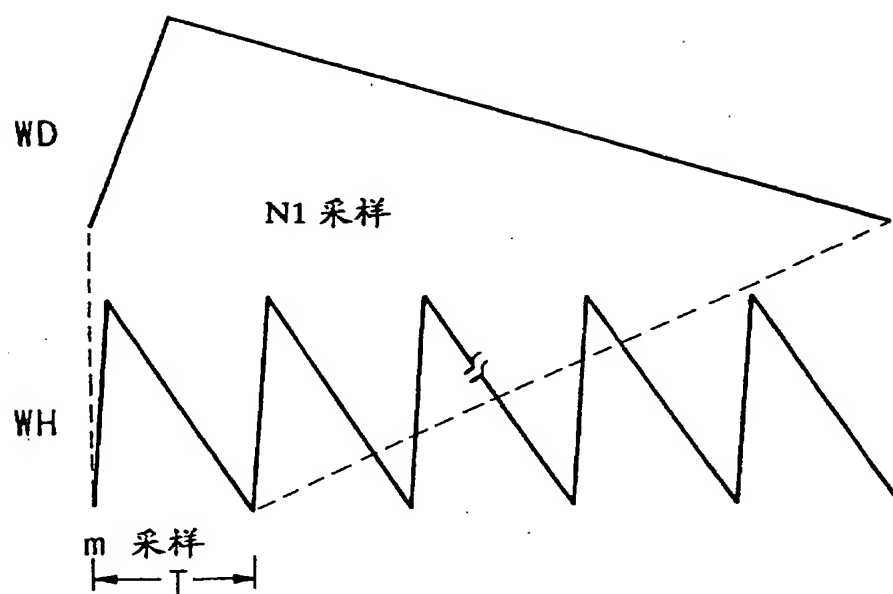


图 55

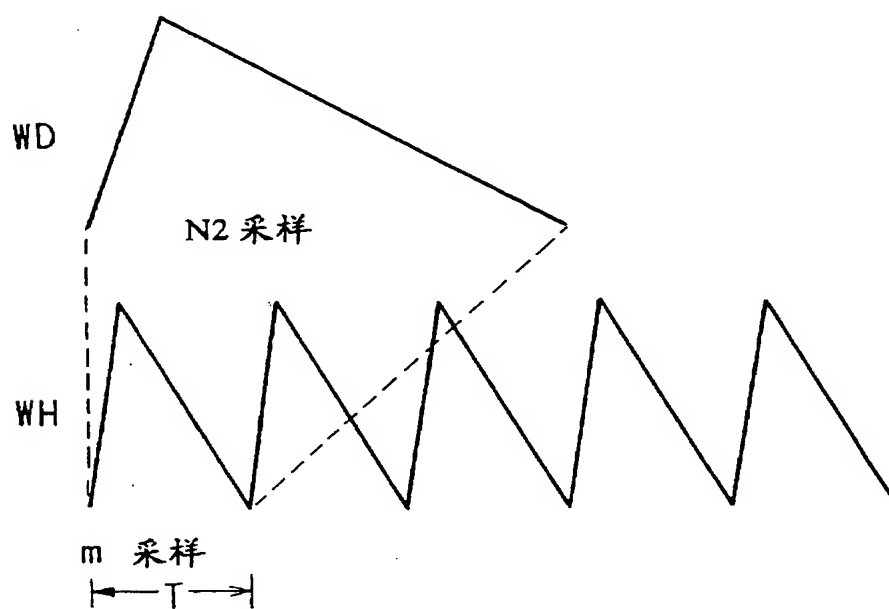


图 56

